



Titre: Imagerie par scopie ultrasonique endovasculaire : développement
Title: d'un fantôme

Auteur: Jean Brunette
Author:

Date: 2000

Type: Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

Référence: Brunette, J. (2000). Imagerie par scopie ultrasonique endovasculaire :
Citation: développement d'un fantôme [Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de
Montréal]. PolyPublie. <https://publications.polymtl.ca/8794/>

 **Document en libre accès dans PolyPublie**
Open Access document in PolyPublie

URL de PolyPublie: <https://publications.polymtl.ca/8794/>
PolyPublie URL:

**Directeurs de
recherche:**
Advisors:

Programme: Non spécifié
Program:

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

**IMAGERIE PAR SCOPIE ULTRASONIQUE ENDOVASCULAIRE:
DÉVELOPPEMENT D'UN FANTÔME**

Jean Brunette

**INSTITUT DE GÉNIE BIOMÉDICAL
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL**

**MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION
DU DIPLOME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES
(GÉNIE BIOMÉDICAL)
MAI 2000**

© Jean Brunette, 2000



National Library
of Canada

Acquisitions and
Bibliographic Services

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Bibliothèque nationale
du Canada

Acquisitions et
services bibliographiques

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Your file *Votre référence*

Our file *Notre référence*

The author has granted a non-exclusive licence allowing the National Library of Canada to reproduce, loan, distribute or sell copies of this thesis in microform, paper or electronic formats.

The author retains ownership of the copyright in this thesis. Neither the thesis nor substantial extracts from it may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque nationale du Canada de reproduire, prêter, distribuer ou vendre des copies de cette thèse sous la forme de microfiche/film, de reproduction sur papier ou sur format électronique.

L'auteur conserve la propriété du droit d'auteur qui protège cette thèse. Ni la thèse ni des extraits substantiels de celle-ci ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans son autorisation.

0-612-57396-6

Canada

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé:

**IMAGERIE PAR SCOPIE ULTRASONIQUE ENDOVASCULAIRE:
DÉVELOPPEMENT D'UN FANTÔME**

présenté par: BRUNETTE Jean

en vue de l'obtention du diplôme de: Maîtrise ès sciences appliquées

a été dûment accepté par le jury d'examen constitué de:

M. DURAND Louis-Gilles, Ph.D. président

M. BERTRAND Michel, Ph.D., membre et directeur de recherche

M. MONGRAIN Rosaire, Ph.D., membre et codirecteur de recherche

M. MATHIEU Pierre, Ph.D., membre

REMERCIEMENTS

J'aimerais manifester mon respect et ma grande reconnaissance à mon directeur de recherche, le D^r Michel Bertrand, sans qui ce projet n'aurait évidemment pu être possible. En effet, le D^r Bertrand a su diriger mes travaux en dépit de son horaire chargé, assurer un certain soutien financier, mais surtout m'a permis de m'accomplir et de me «convoluer» à un domaine fantastique. Aussi, lui suis-je reconnaissant de la confiance qu'il m'a témoignée.

Merci à l'Institut de Cardiologie et à l'École Polytechnique de Montréal qui sont de merveilleux mondes de connaissance et de formation.

Merci particulièrement au D^r Michèle Gagnan Brunette, qui fut d'un grand soutien, ainsi qu'au D^r Louis Téssier qui ont été importants dans ma décision d'entreprendre des études supérieures en génie biomédical.

J'aimerais grandement remercier le Dr Rosaire Mongrain et M. Jean Laurier, de l'Institut de Cardiologie, qui m'ont fait bénéficier, par leurs précieux conseils, de leurs connaissances et de leur grande sagesse. Merci aussi aux Drs Louis Gilles Durand et Guy Cloutier qui auront contribué à l'avancement de ce projet en fournissant divers ressources ainsi qu'au Dr. Mathieu, membre du jury.

Enfin j'aimerais souligner ma gratitude au Dr Olivier Bertrand qui a su me transférer son esprit de recherche et une méthode de travail scientifique. Aussi, merci au Dr Jean Claude Tardif pour avoir contribué à ma formation et pour son intérêt envers ma recherche, à ceux qui m'ont aidé en coulisse (Serge Lévesque, Paule Brodeur, Jean Pierre Fournier, François Bédard) ainsi qu'à M. Claude Pelletier qui m'a permis de m'intégrer au sein de l'équipe du génie biomédical.

RÉSUMÉ

Le développement de l'endoscopie ultrasonique a créé une révolution de l'imagerie en cardiologie. Pouvoir explorer *in vivo* la structure de la paroi vasculaire a permis de compenser certaines limitations de la coronarographie conventionnelle (angiographie). Alors que la popularité de cette technologie émergente est croissante et que de plus en plus d'instruments d'intervention (athérectomie, dilatation endovasculaire...) en sont équipés, il devient de plus en plus important de pouvoir évaluer la qualité du système d'imagerie, de la comparer à celle d'autres modalités et d'en évaluer les limitations.

Alors que les fantômes (objets de calibration et de validation) sont bien documentés pour différentes modalités d'imagerie, dont l'échographie transcutanée et le Doppler, peu d'information existe sur les fantômes pour endoscopie ultrasonique permettant de modéliser les parois artérielles. Le but du présent ouvrage est donc de développer un fantôme pour endoscopie ultrasonique, permettant d'insonifier la paroi du fantôme sur toute son épaisseur afin d'obtenir une image de la surface intérieure et extérieure. Ce fantôme permettrait ainsi de vérifier la qualité d'images acquises à partir d'un appareil d'endoscopie ultrasonique, de calibrer cet appareil et d'en vérifier la qualité de la quantification des dimensions dans le plan du balayage échographique.

Quatorze fantômes ont été insonifiés et leurs dimensions obtenues par échographie afin d'évaluer la reproductibilité du fantôme ainsi que son comportement échographique. Les dimensions obtenues par quantification ultrasonique de six fantômes ont été comparées à leurs dimensions réelles, mesurées par planimétrie sur des images acquises par photomacroscopie.

ABSTRACT

Intravascular ultrasound (IVUS) was developed by Bom et al. in 1972, with the better ability of manufacturing small transducers. This modality allows high-resolution real time imaging. It has the advantage of compensating for certain limitations of what has been considered so far as the gold standard for coronary quantification: coronarography (angiography). Indeed, IVUS images the wall structure of the artery, allowing to better understand the dynamic of the disease and to evaluate its development.

Many accessories for this technology have been developed since, and IVUS is now coupled to many instruments to practice atherectomy and percutaneous transluminal angioplasty (PTCA). Imaging phantoms allows to perform calibration, quality control and to evaluate limitations of an imaging modality.

The aim of the present study is to develop a phantom (object of known dimensions, used under controlled conditions) adapted to intravascular ultrasound imaging that could be insonified from within through the entire wall, in order to generate an image of both inner and outer surfaces.

An introduction will present the context and the aim of this study, and a survey of the literature that will summarize the information published about the existing

phantoms for the ultrasound modality in general. The choice of the material and the geometry used for the proposed phantom will also be described. The quantification obtained from the IVUS images of fourteen phantoms will allow evaluating the reproducibility of the phantom dimensions. In addition, six phantoms will be quantified by photomacroscopy, and these dimensions will be compared to the dimensions obtained by intravascular ultrasound imaging, by means of a linear regression analysis.

TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS	IV
RÉSUMÉ	VI
ABSTRACT	VIII
TABLE DES MATIÈRES	X
LISTE DES FIGURES	XIII
LISTE DES ANNEXES	XV
LISTE DES TABLEAUX	XVI
LISTE DES ABRÉVIATIONS FRANÇAISES	XVII
LISTE DES ABRÉVIATIONS ANGLAISES	XVIII
CHAPITRE 1 : INTRODUCTION	1
1.1 MISE EN CONTEXTE	1
1.2 OBJECTIFS	8
CHAPITRE 2 : RAPPEL ANATOMIQUE ET PATHOPHYSIOLOGIQUE	10
2.1 LA PAROI ARTÉRIELLE	10
2.1.1 L'intima	10
2.1.2 La lumière	10
2.1.3 L'endothélium	11
2.1.4 La média	11
2.1.5 L'adventice	12
2.2 L'ATHÉROSCLÉROSE	13

CHAPITRE 3 : REVUE DE LITTÉRATURE SUR LES FANTÔMES EN ÉCHOGRAPHIE 18

3.1	LA GÉOMÉTRIE.....	18
3.2	LES MATÉRIAUX	20
3.3	PARAMÈTRES ÉCHOGRAPHIQUES.....	21
3.3.1	La vitesse du son	22
3.3.2	La rétrodiffusion.....	23
3.3.3	L'atténuation.....	23
3.3.4	L'absorption.....	24
3.3.5	L'impédance acoustique.....	24
3.4	LES ADDITIFS DE RÉTRODIFFUSION ET D'ATTÉNUATION.....	27
3.5	LES ANALOGUES SANGUINS.....	29
3.6	REVUE DES FANTÔMES POUR ENDOSCOPIE ULTRASONIQUE.....	29
3.7	REVUE DES FANTÔMES POUR ULTRASONOGRAPHIE NON ENDOVASCULAIRE & DOPPLER	32

CHAPITRE 4 : MÉTHODOLOGIE..... 35

4.1	DESCRIPTION DU FANTÔME DÉSIRÉ.....	35
4.1.1	Choix de la géométrie	35
4.1.2	Choix du matériau	39
4.2	ÉQUIPEMENTS	43
4.2.1	Les transducteurs mécaniques	43
4.2.2	Les transducteurs multiphases.....	45
4.2.3	L'appareil IVUS	47

CHAPITRE 5 : RÉSULTATS..... 50

5.1	RÉALISATION DU MOULE.....	50
5.2	RECETTE DU MATÉRIAU DU FANTÔME	51
5.3	ENDOSCOPIE ULTRASONIQUE DU FANTÔME.....	51
5.4	QUANTIFICATION PAR PHOTOMACROSCOPIE.....	54

5.5	QUANTIFICATION PAR ULTRASONOGRAPHIE	57
5.6	ANALYSE COMPARATIVE.....	59
5.6.1	Photomacroscopie versus valeurs nominales	59
5.6.2	Ultrasonographie versus photomacroscopie	61
CHAPITRE 6 : DISCUSSION		63
6.1	DISCUSSION DES RÉSULTATS	63
6.1.1	Photomacroscopie versus valeurs nominales	63
6.1.2	Ultrasonographie versus photomacroscopie	64
6.2	LIMITATIONS	65
6.3	AMÉLIORATIONS À VENIR.....	66
6.3.1	Fantôme à couches multiples.....	66
6.3.2	Analogue sanguin.....	70
6.3.3	Reconstruction tridimensionnelle du fantôme	72
CHAPITRE 7 : CONCLUSION		75
BIBLIOGRAPHIE		78
ANNEXES.....		89

LISTE DES FIGURES

Figure 1-1 : Le cathéter pour endoscopie ultrasonique.	2
Figure 1-2 : Principe tomographique de l'endoscopie ultrasonique.	3
Figure 1-3 : Angiographie versus endoscopie ultrasonique.	5
Figure 1-4 : Saisie d'écran d'un appareil d'endoscopie.	8
Figure 2-1 : Artère coronaire saine versus athérosclérotique.	11
Figure 2-2 : Anatomie de l'artère.	16
Figure 2-3 : Lésion humaine calcifiée décentrée.	17
Figure 4-1 : Endoscopie d'un tube conventionnel en silicone.	36
Figure 4-2 : Géométrie du fantôme proposé.	38
Figure 4-3 : Sonde échographique endovasculaire de type mécanique.	45
Figure 4-4 : Sonde échographique endovasculaire de type multiphase.	46
Figure 4-5 : Appareil d'endoscopie ultrasonique.	48
Figure 5-1 : Photographie du fantôme et de son moule.	50
Figure 5-2 : Coupe du fantôme par endoscopie ultrasonique.	52
Figure 5-3 : Photomacroscopie d'une section du fantôme.	56
Figure 5-4 : Photomacroscopie de l'extérieur du fantôme.	57
Figure 5-5 : Évaluation des diamètres par ultrasonographie.	58
Figure 5-6 : Photomacroscopie versus valeurs nominales.	60
Figure 5-7 : Photomacroscopie versus ultrasonographie.	62

Figure 6-1 : Coupe du fantôme laminé, par endoscopie ultrasonique.	68
Figure 6-2 : Comparaison du fantôme à couches multiples versus in vivo.	69
Figure 6-3 : Endoscopie ultrasonique du fantôme avec analogue sanguin.	70
Figure 6-4 : Reconstruction tridimensionnelle du fantôme proposé.....	73
Figure 6-5 : Vue longitudinale du fantôme par endoscopie ultrasonique.....	74

LISTE DES ANNEXES

ANNEXE A : Données brutes : Ultrasonographie, diamètre intérieur	90
ANNEXE B : Données brutes : Ultrasonographie, diamètre extérieur	92
ANNEXE C : Données brutes : Photomacroscopie, diamètre intérieur	94
ANNEXE D : Données brutes : Photomacroscopie, diamètre extérieur	95
ANNEXE E : Données brutes : Comparaison, (intérieur)	96
ANNEXE F : Données brutes : Comparaison (extérieur)	97

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 3-1 : Vitesse du son dans quelques matériaux.	22
Tableau 3-2 : Caractéristiques échographiques de matériaux non biologiques.	26
Tableau 3-3 : Propriétés de certains matériaux biologiques.	27
Tableau 3-4 : Revue des fantômes pour endoscopie ultrasonique.....	30
Tableau 3-5 : Revue des fantômes pour Doppler.	33

LISTE DES ABRÉVIATIONS FRANÇAISES

ACQ	Angiographie Coronarienne Quantitative
DE	Diamètre Extérieur
DI	Diamètre Intérieur
DML	Diamètre Minimum de la Lumière
MÉE	Membrane Élastique Externe
MEI	Membrane Élastique Interne
ND	Non Disponible
RF	Radio Fréquence
TPN	Température et Pression Normale
UCQ	Ultrasonographie Coronarienne Quantitative

LISTE DES ABRÉVIATIONS ANGLAISES

B&W	Black and White
CFD	Computational Fluid Dynamics
EEM	Exterior Elastic Membrane
ID	Inside Diameter
IEM	Interior Elastic Membrane
IVUS	IntraVascular UltraSounds
LDL	Low Density Lipids
MLD	Minimum Lumen Diameter
OD	Outside Diameter
PTCA	Percutaneous Transluminal Coronary Angioplasty
QCA	Quantitative Coronary Angiography
QCU	Quantitative Coronary Ultrasonography
SVHS	Super Video Home system

CHAPITRE 1 : INTRODUCTION

1.1 Mise en contexte

L'échographie endovasculaire a été développée par Bom et al. en 1972. Ce système d'imagerie en temps réel et à haute résolution a été raffiné, principalement à la fin des années 80, grâce à la miniaturisation des transducteurs à ultrasons (Finet et al., 1994). C'est une modalité d'imagerie dont la principale caractéristique est de pouvoir révéler la structure de la paroi vasculaire. En milieu clinique, elle permet d'évaluer l'état et l'évolution de la maladie vasculaire, de choisir un type d'intervention plutôt qu'un autre, d'en évaluer la réussite (Weissman et al., 1995), d'en prédire les risques de resténose (Ge et al., 1998) ou de faire de la caractérisation tissulaire de plaques (Sonka & Zhang, 1998). Avec cette technique on peut mieux comprendre les mécanismes de la maladie et l'impact de thérapies pharmacologiques ou interventionnelles. À ce jour, l'endoscopie ultrasonique est surtout utilisée à des fins de recherche parce qu'il s'agit d'une technologie récente et coûteuse : un cathéter pour endoscopie ultrasonique coûte environ 1000 \$/unité et il est à usage unique.

La Figure 1-1 illustre une sonde échographique et la position du plan de l'image perpendiculaire au cathéter. Ce cathéter est muni à son extrémité d'une sonde

échographique. Une image type de la texture échographique endovasculaire est projetée en anneau, perpendiculairement au cathéter, afin de représenter le balayage échographique de la sonde et l'image qui en résulte.



Figure 1-1 : Le cathéter pour endoscopie ultrasonique.

(Tirée d'une brochure intitulée «The cathscanner® intracoronary imaging system (1992)» de la compagnie Endosonic™).

En cardiologie, l'endoscopie ultrasonique est pratiquée dans les artères coronaires et implique une ponction dans l'artère fémorale, brachiale ou sub-clavienne, pour y insérer un cathéter guide en direction du cœur jusqu'à l'artère

coronaire d'intérêt. Le transducteur est acheminé vers cette région d'intérêt par la lumière du cathéter. Il est alors possible d'obtenir des images en faisant l'acquisition des signaux acoustiques rétrodiffusés. Typiquement, le front d'ondes ultrasonores émis par la sonde possède une fréquence centrale de 30 MHz. La Figure 1-2 illustre le principe de fonctionnement tomographique de l'endoscopie ultrasonique (reconstruction d'images-plan parallèles et consécutives).

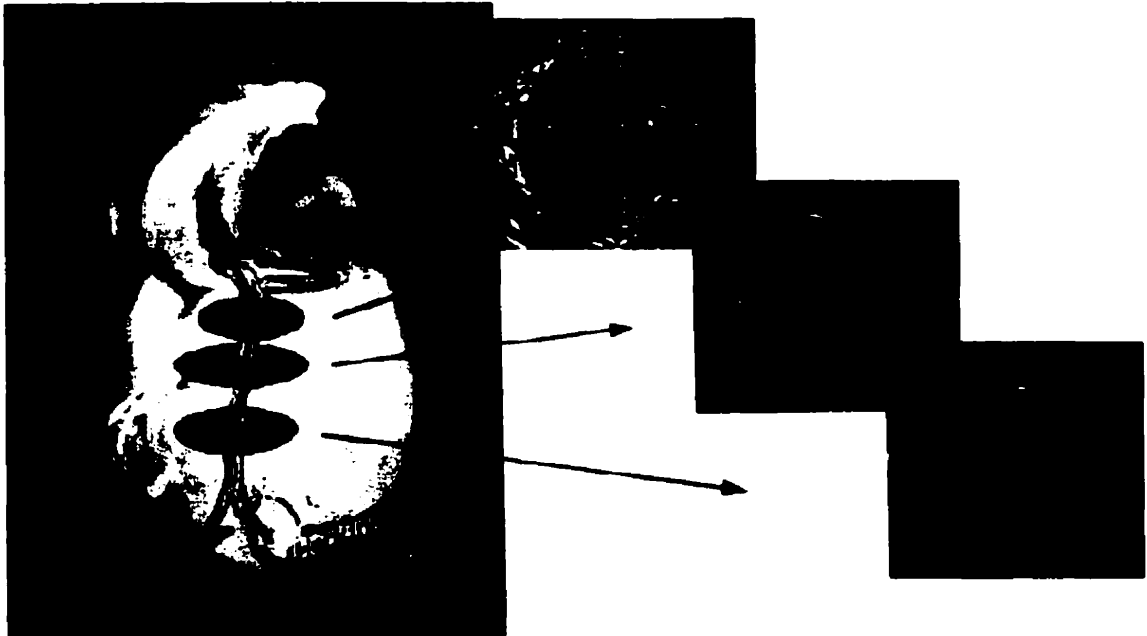


Figure 1-2 : Principe tomographique de l'endoscopie ultrasonique.

(Tirée de la brochure de référence clinique SCIMED® 1996).

Une fois la sonde ultrasonique insérée dans l'artère coronaire d'intérêt, les images perpendiculaires à sa trajectoire sont alors acquises. On y fait l'acquisition de tranches parallèles, lesquelles sont obtenues à l'aide d'une

reconstruction de 240 vecteurs répartis sur 360 degrés. L'endoscopie ultrasonique est une technique d'imagerie de type tomographique, c'est-à-dire qui procède par tranches parallèles et consécutives pour balayer le volume d'intérêt. Les images sont perpendiculaires à l'axe du transducteur, bien qu'il existe certaines sondes en développement qui permettent de construire des images de structures situées légèrement en aval de la sonde «*forward viewing*». L'endoscopie ultrasonique peut aussi être utilisée pour visualiser des artères de tous genres, comme l'artère fémorale ou la carotide par exemple.

En milieu clinique, les images obtenues par échographie endovasculaire sont souvent accompagnées d'une séquence angiographique afin de suivre la position de la sonde échographique sur le territoire artériel. Alors que l'angiographie fournit une projection en deux dimensions de la lumière de l'artère, l'endoscopie ultrasonique permet de visualiser la structure tridimensionnelle de la paroi de l'artère. Si l'endoscopie ultrasonique permet de visualiser la structure de la paroi artérielle, d'en effectuer la quantification morphologique et la caractérisation tissulaire qualitative (Waters et al., 1993), elle ne permet pas, cependant, avec les technologies actuelles, de reconstituer l'arbre coronarien. C'est donc une modalité complémentaire à l'angiographie et qui compense le manque d'information sur le mur artériel (de Feyter et al., 1991). La Figure 1-3 représente la relation entre l'angiographie et l'endoscopie ultrasonique ainsi que leur complémentarité. L'image du haut représente une

angiographie et celle du bas, l'image endovasculaire de l'endroit pointé par une flèche sur l'image angiographique au coin supérieur droit.



Figure 1-3 : Angiographie versus endoscopie ultrasonique.

(Tirée de la brochure de la compagnie Endosonic™ intitulée «The cathscanner® intracoronary imaging system 1992»)

De plus, l'endoscopie ultrasonique permet une meilleure évaluation de la gravité de la maladie coronarienne (Tardif & Lee, 1998) et évite les complications de réactions allergiques aux agents de contrastes ioniques (tonus, obstructions) observées en angiographie et ce, malgré l'administration d'agents vasodilatateurs utilisés pour contrer ces effets (Davidson et al., 1990). L'endoscopie ultrasonique diminue l'intervariabilité de la quantification des artères coronaires et élimine la nécessité de la calibration à chaque séance (Lespérance et al., 1998).

L'endoscopie ultrasonique possède cependant certains désavantages, mentionnons, par exemple, certains artefacts autour de la sonde (*ring down effect*), une profondeur de pénétration de quelques millimètres seulement (en fonction de la fréquence), une ligne de coupure dans l'image (sonde multiphase) ou encore un artefact d'ordre spatial dû à une rotation irrégulière (sonde mécanique). Certains de ces artefacts seront discutés plus en détail un peu plus loin. L'angiographie possède aussi certaines limitations. Une de ces limitations est le choix du segment de référence. L'évaluation clinique de l'étendue d'une lésion en angiographie consiste à prendre le diamètre minimum de la lumière (DML) et de le comparer avec le diamètre considéré comme sain. Cependant, comme les lésions sont généralement diffuses et étendues le long de l'artère, il est parfois difficile d'identifier un diamètre sain pouvant servir de référence.

La Figure 1-4 illustre une saisie d'écran d'un appareil d'endoscopie ultrasonique utilisé en milieu clinique. On distingue à l'aide de cette acquisition type, telle qu'enregistrée sur les cassettes d'archives, une image angiographique située dans le coin inférieur gauche afin de situer l'emplacement de la sonde échographique dans l'arbre artériel. Au centre de l'image échographique, on aperçoit la sonde échographique située dans la lumière où le sang circule. Le nom du patient, du médecin traitant, la date, le type de sonde, les points de calibration ainsi que les détails sur la distribution des gains y sont également inscrits.

Plus encore, l'angiographie ne donnant pas d'information sur la structure de la paroi artérielle mais seulement sur la projection de la lumière, il n'est pas possible d'évaluer l'épaisseur de la paroi artérielle, laquelle témoigne de la progression de la maladie athérosclérotique. En effet, une artère peut, à différents stades d'évolution de la maladie athérosclérotique, présenter une même superficie d'écoulement, mais posséder une épaisseur de paroi différente, car l'artère malade peut compenser la croissance de la plaque en s'élargissant, phénomène connu sous le nom de remodelage compensatoire (Glagov et al., 1987).



Figure 1-4 : Saisie d'écran d'un appareil d'endoscopie.

1.2 Objectifs

L'objectif principal de cette étude est de développer un fantôme, pour endoscopie ultrasonique, ayant des dimensions connues et reproductibles, pouvant être insonifié de l'intérieur afin de permettre d'obtenir une image délimitant les parois intérieure et extérieure du fantôme interrogé. Ce fantôme

devrait permettre de calibrer les appareils d'endoscopie ultrasonique et de valider certains logiciels de segmentation automatique. En connaissant les dimensions réelles du fantôme, il est possible de calibrer l'appareil d'endoscopie ultrasonique pour que les dimensions ainsi obtenues par l'appareil correspondent aux valeurs réelles. De plus, il est possible de valider un logiciel de segmentation automatisée en évaluant la ressemblance entre la segmentation résultant de l'algorithme et les dimensions du moule.

Idéalement, le fantôme devrait offrir une plage de dimensions représentant la gamme de dimensions rencontrées *in vivo*. De plus, il serait préférable que la morphologie se rapproche des sténoses observées en clinique afin d'en apprécier l'impact sur la réponse échographique. Étant donné la constitution d'un vaisseau réel, un matériau à haute teneur en eau ou en matière organique permettrait d'obtenir des caractéristiques plus proches de celles des tissus biologiques. Idéalement, le fantôme pourrait contenir certaines hétérogénéités pour fin de caractérisation tissulaire.

CHAPITRE 2 : RAPPEL ANATOMIQUE ET

PATHOPHYSIOLOGIQUE

Les vaisseaux humains sont constitués de trois couches distinctes : l'intima, la média et l'adventice. La Figure 2-1 représente une image obtenue par endoscopie ultrasonique d'une artère coronaire saine (A) chez un jeune individu versus une artère coronaire athérosclérotique chez un patient de 57 ans (B).

2.1 La paroi artérielle

2.1.1 L'intima

Chez une jeune personne saine, l'intima est très fine et consiste essentiellement en une couche monocellulaire d'environ un micron d'épaisseur, nommée endothélium. Cette fine couche constitue le périmètre mouillé et donc l'interface sang-tissu du vaisseau.

2.1.2 La lumière

C'est la surface délimitée par l'intima, elle représente l'aire d'écoulement sanguin.

2.1.3 L'endothélium

Il a longtemps été considéré comme passif, mais il joue un rôle important dans la réponse inflammatoire et le tonus artériel. Il libère plusieurs substances telles l'endothéline qui est un puissant agent vasoconstricteur. L'endothélium joue un rôle protecteur de la paroi artérielle.



Figure 2-1 : Artère coronaire saine versus athérosclérotique.

(Modifiée du prospectus de référence clinique SCIMED : «Establishing Diagnostic & Therapeutic Confidence (PN 04667-001 REV.B)» p.7).

2.1.4 La média

C'est une couche située entre l'intima et l'adventice. Elle possède une impédance acoustique basse, dite hypoéchogène (Gussenhoven et al., 1989). Cette propriété se traduit par une zone sombre lorsqu'observée par endoscopie

ultrasonique. Elle est responsable du tonus artériel. Sa distribution organisée lui confère des propriétés échographiques anisotropiques.

La média est composée de trois couches qui sont : la tunique centrale, la couche élastique interne, aussi appelée CEI (ou IEM : *Internal Elastic Membrane*), ainsi que la couche élastique externe, appelée CEE (ou EEM : *Exterior Elastic Membrane*). La couche élastique externe sert souvent à approximer le début de l'adventice lorsque le médecin ou le technicien interprète les images ultrasoniques endovasculaires. En effet, l'adventice est souvent difficile à distinguer des tissus conjonctifs avoisinants et sa délimitation exacte est souvent discutable, alors que la CEE est relativement facile à différencier. La couche centrale, qui occupe la majeure partie de la tunique de la média, est essentiellement composée de cellules musculaires orientées de façon tangentielle au vaisseau. Ces cellules musculaires sont entourées d'un réseau de collagène et de fibres élastiques (Netter, 1987).

2.1.5 L'adventice

Elle partage son périmètre intérieur avec la couche élastique externe. Elle est la couche extérieure du vaisseau. Il s'agit d'une couche relativement mince et régulière qui constitue, en quelque sorte, l'enveloppe extérieure de l'artère. Elle est composée principalement de collagène, de fibres élastiques ainsi que de vasa vasorum, lesquels sont des capillaires qui nourrissent l'artère.

2.2 L'athérosclérose

C'est une maladie qui se développe avec l'âge et en fonction de certains facteurs (génétique, tabagisme, sédentarisme, nutrition, stress et diabète). Elle a pour effet l'accumulation dans la tunique interne du vaisseau de dépôts de lipides amorphes, de fibrose, de calcium, de cholestérol macropagé ainsi que de cellules musculaires lisses dans lesquelles certains lipides (LDL) s'infiltrant (cellules spongieuses ou «*foam cells*»). Cette accumulation se nomme plaque, lésion ou athérome. Elle commence dans la couche profonde de l'intima et se complique de proliférations et d'épaississement des fibres élastiques, d'atrophie des cellules conjonctives, puis de calcification qui s'étend vers la média (Garnier & Delamare, 1989).

Dans les premières phases de la maladie, l'obstruction de la lumière est compensée par un phénomène d'élargissement du périmètre extérieur de l'artère et un amincissement de la média, phénomène mieux connu sous le nom de remodelage compensatoire (Glagov et al., 1987). Avec l'âge, on observe une diminution d'élastine dans la paroi vasculaire au profit du collagène, ce qui résulte en un épaississement de la paroi et en une diminution de la compliance (Glasser et al., 1997), lesquels ont pour effet d'augmenter la résistance hydraulique qui, elle, augmente la pression artérielle, ce qui accentue le processus d'athérosclérose.

Lorsque l'adventice n'a plus la capacité de compenser la diminution de la lumière, la surface nette de cette dernière diminue au profit de la lésion. La lumière devient éventuellement insuffisante pour assurer le transport des nutriments vers les structures en aval qui en dépendent. Le patient peut alors ressentir une douleur rétrosternale (angine), pouvant être le symptôme d'une perfusion insuffisante (ischémie), ressentie typiquement à l'effort. Dans le cas où ce manque de perfusion entraînerait une détérioration tissulaire permanente, on parle alors de nécrose (dégradation cellulaire).

Certaines interventions, comme l'élargissement de la lumière à l'aide d'un ballonnet, aussi appelée angioplastie coronarienne transluminale percutanée (ou encore «PTCA»)¹, peuvent pallier l'obstruction. Cependant, une réobstruction, mieux connue sous le nom de resténose, advient dans environ 40 % des cas. En effet, lorsque la fine couche endothéliale est endommagée par ce type d'intervention, des facteurs de croissance sont alors libérés. Certaines activités de migrations cellulaires anarchiques induisent la formation d'une nouvelle couche, qui constitue une obstruction riche en fibrose (tissu cicatriciel) et en lipides, mieux connue sous le nom de néointima. Des 40% de cas ayant resténosés, la moitié sera redilatée avec succès et l'autre devra subir une intervention plus efficace comme un pontage par exemple. Cela signifie donc

¹ PTCA : *Percutaneous Transluminal Coronary Angioplasty*.

que la dilatation, qui est une intervention modérément efficace et qui s'exerce chez un patient éveillé, parvient somme toute à rétablir une situation viable dans environ 80 % des cas, incluant les redilatations.

Éventuellement, une microfissure de la lésion, observée plus fréquemment au sein des plaques lipidiques et particulièrement au bord de la plaque (Thomas, 1994), pourra induire une rupture de l'athérome (Fuster et al., 1996). Le dommage à l'endothélium et à la tunique vasculaire entraîne alors une réponse inflammatoire, laquelle peut entraîner la formation d'un thrombus (caillot) (Lee et al., 1991). Ce thrombus peut bloquer entièrement le vaisseau et entraîner un infarctus, ou décoller et être emporté plus loin pour éventuellement se loger ailleurs (embolie). Les maladies cardio-vasculaires représentent la première cause de mortalité en Amérique du Nord, devançant ainsi le cancer (Harvard school of public health, 1999).

La Figure 2-2 illustre une zone d'agression, ici artificiellement induite dans une artère porcine et simulant l'effet d'une dilatation par ballonnet (PTCA), qui entraîne une disparition de la limite nette séparant les différentes couches de l'artère, comme on peut l'observer à l'angle de midi, après quatre semaines, à l'aide de cette image histologique. Le porc est souvent utilisé comme modèle animal en raison de la similitude de sa circulation coronarienne avec celle de

l'homme. On rappellera que la média est délimitée vers l'intérieur par l'IEM et vers l'extérieur par l'EEM.

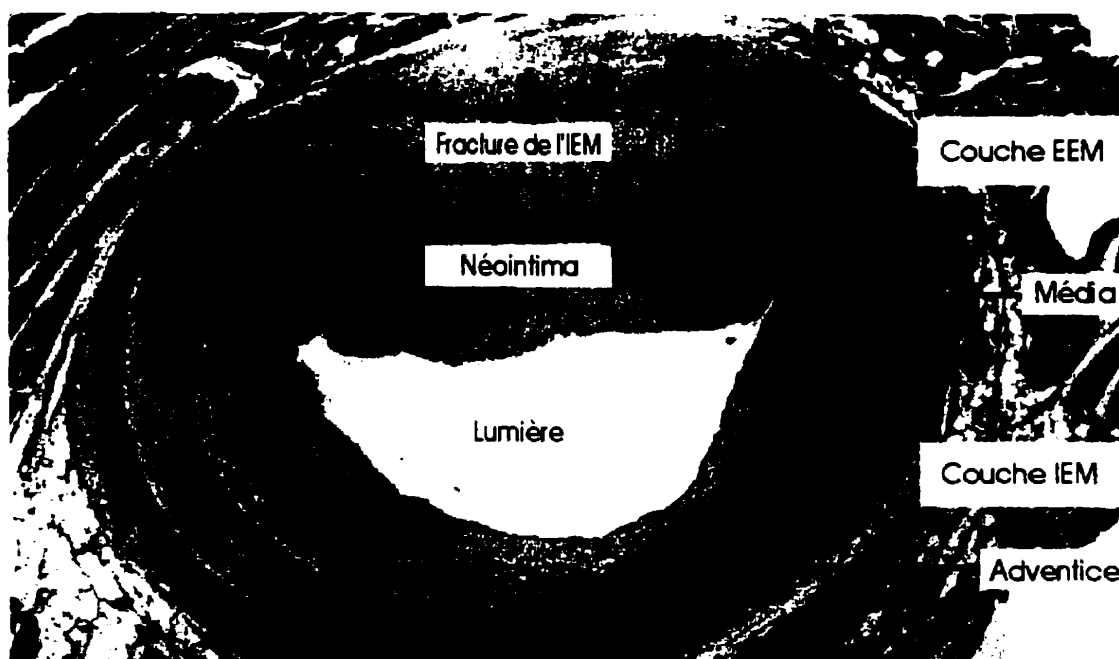


Figure 2-2 : Anatomie de l'artère.

La Figure 2-3 illustre une lésion calcifiée humaine type. La média se démarque par son anneau ovale sombre et hypoéchogène, comme en témoigne cette image type de sténose humaine excentrique. Les délimitations d'intérêt clinique y sont inscrites, incluant l'EEM qui délimite le périmètre extérieur de la média, laquelle partage ses frontières avec l'adventice. La lésion calcifiée hyperéchogène est coiffée par son cône d'ombre distal. Le tracé de la paroi vasculaire est présenté en bas à droite afin de faciliter l'interprétation de l'image.

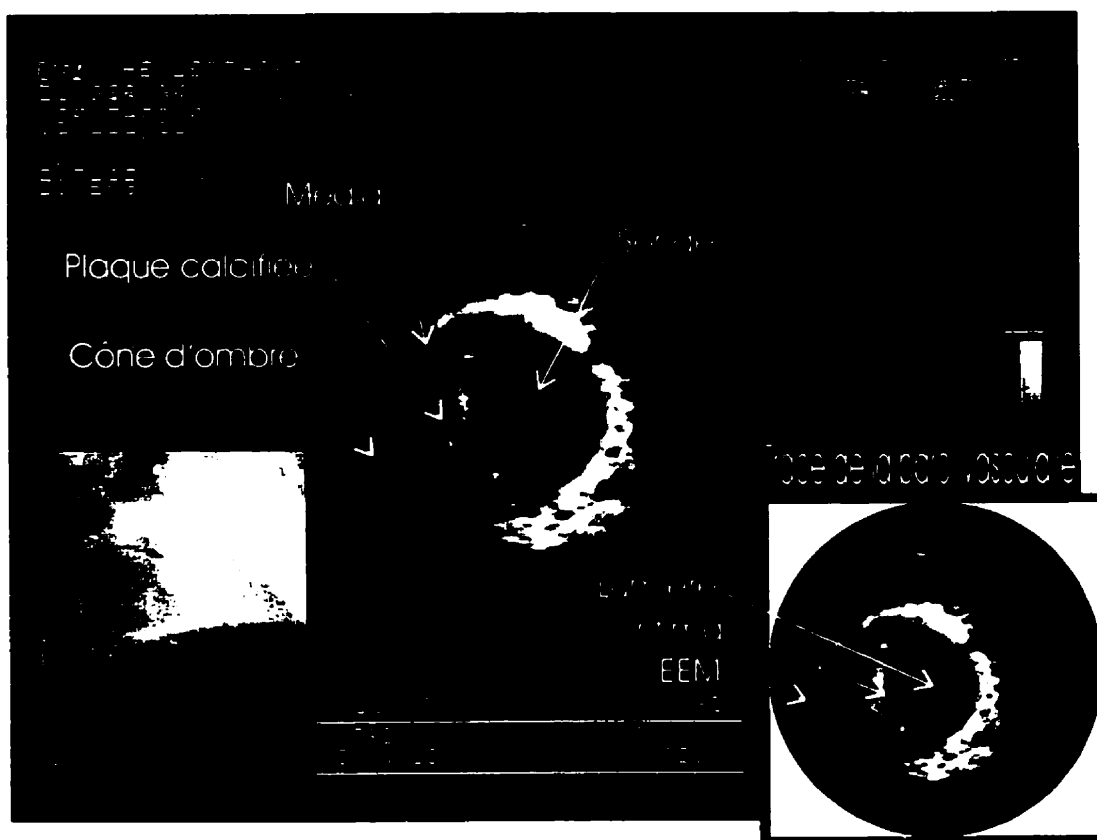


Figure 2-3 : Lésion humaine calcifiée décentrée.

CHAPITRE 3 : REVUE DE LITTÉRATURE SUR LES FANTÔMES EN ÉCHOGRAPHIE

Une revue de littérature sur les fantômes en échographie, couvrant les vingt dernières années, a permis d'identifier les différents matériaux les plus utilisés pour l'élaboration de fantômes ainsi que pour les analogues sanguins. Même si le présent ouvrage concerne les fantômes pour endoscopie ultrasonique, la revue de littérature porte sur les fantômes utilisés en ultrasonographie en général. En effet, un fantôme utilisé en échographie transcutanée ou Doppler, par exemple, peut éventuellement être modifié pour accommoder l'endoscopie ultrasonique, étant donné la similitude des caractéristiques échographiques recherchées.

3.1 La géométrie

Les géométries de loin les plus utilisées pour les fantômes destinés à l'endoscopie ultrasonique sont les tubes (Li et al., 1998; Ryan & Foster, 1997). Il s'agit souvent de tubes commerciaux flexibles et translucides. Certains reproduisent une sténose par un étranglement du tube (Pasterkamp, Borst et al., 1995; Guo & Fenster, 1996).

On trouve aussi des fantômes sans paroi («*wall less*»). Ces fantômes sont constitués d'une masse de matériau pouvant posséder des cavités de géométries contrôlées (Arditi et al., 1997). Ils sont surtout utilisés en échographie de type transcutané, transthoracique ou transoesophagien. La compagnie Hewlett Packard offre d'ailleurs à ses clients un tel type de fantôme qui consiste essentiellement en un bloc de silicone (30 X15 X15 cm) dans lequel une série de volumes cylindriques possédant des propriétés échographiques différentes du bloc est insérée. Ces formes cylindriques sont de diamètres connus. L'utilisateur peut comparer les dimensions obtenues à l'aide de l'image par échographie avec les dimensions nominales connues.

Certains fantômes consistent en quelques fils échogènes placés dans une solution (Engeler et al., 1995). Il est ainsi possible de déterminer de façon empirique la résolution du système d'imagerie en déterminant à partir de quelle distance il est possible de discerner deux fils. Il est de plus possible de constater l'effet de l'angulation du cathéter d'endoscopie ultrasonique par rapport à l'axe du fantôme.

On trouve aussi le ballon comme géométrie utilisée (Rubin et al., 1997), bien que, là encore, il s'agisse en fait d'un tube déformé en ballon. L'auteur place son ballon étiré dans une solution aqueuse. Un flot est engagé à l'intérieur du ballon tubulaire et l'échographie Doppler est la modalité utilisée.

3.2 Les matériaux

Parmi les matériaux les plus utilisés pour l'élaboration de fantômes en échographie, on trouve le plexiglas (Finet et al., 1994; Li et al., 1998), le caoutchouc (Kimura et al., 1996; Deane & Markus, 1997), la paraffine (von Birgelen et al., 1996), le polyéthylène (Evans et al., 1996), le silicone (Allard et al., 1995) et l'agar (Rickey et al., 1998). On peut cependant trouver dans la littérature d'autres matériaux comme le cellophane (Finet et al., 1994), la mousse expansée («*expanded foam*», Barry et al., 1997), le polyester (Frayne et al., 1993), le coton (Cathignol et al., 1994) et la soie (Cathignol et al., 1994).

La plupart des fantômes développés pour l'endoscopie ultrasonique sont conçus pour modéliser la paroi artérielle interne seulement. Par conséquent, l'atténuation à travers le matériau du fantôme n'est pas un paramètre important, permettant ainsi l'usage d'une panoplie de matériaux dont l'impédance acoustique ne pourrait permettre une pénétration adéquate des ultrasons jusqu'à la paroi extérieure du fantôme.

L'objectif de développement d'un fantôme pour endoscopie ultrasonique, dans le cadre du présent projet, comprend la possibilité de détecter les parois intérieure et extérieure du fantôme correspondant à la paroi intérieure et extérieure de l'artère. Comme l'atténuation devient alors un paramètre important, la plupart des matériaux recensés dans la revue de littérature ne peuvent pas être utilisés

pour l'élaboration d'un fantôme répondant aux objectifs fixés en raison de leur impédance trop élevée. Certains de ces matériaux ont cependant été testés au cours de la présente étude afin d'en évaluer les propriétés acoustiques. Ces essais seront décrits un peu plus loin.

Il est à noter que la capacité d'insonifier la paroi extérieure d'un fantôme ne dépend pas seulement de l'atténuation du matériau dont le mur est composé, mais aussi de la différence d'impédance entre le matériau du fantôme et le milieu dans lequel ce fantôme baigne. En effet, plus la différence d'échogénicité entre le fantôme et son milieu d'immersion est grande, plus l'onde réfléchie à l'interface des deux milieux sera intense et moins il restera d'énergie pour insonifier le matériau en aval. Ainsi, pour être en mesure d'insonifier la paroi extérieure du fantôme, il faut que le matériau du fantôme ait une impédance acoustique permettant à l'onde ultrasonique de se propager à travers l'épaisseur de matériau et que la différence d'échogénicité du fantôme et celle du milieu ne soit pas trop importante.

3.3 Paramètres échographiques

Pour le choix d'un matériau, il est important d'évaluer les facteurs suivants : la vitesse du son, la rétrodiffusion (*backscattering*) et l'atténuation du son dans le milieu (Ryan & Foster, 1997).

3.3.1 La vitesse du son

C'est la vitesse à laquelle une onde sonore se déplace dans un milieu. Elle est une caractéristique intrinsèque du matériau. À titre de comparaison, le Tableau 3-1 présente les vitesses du son de quelques matériaux. Les données listées dans ce tableau ont été acquises à température et pression normales (20°C, TPN = 1 atmosphère).

Tableau 3-1 : Vitesse du son dans quelques matériaux.

Matériau	Vitesse (m/s)
Acier	5960
Air (à T.P.N.)	331
Bois d'érable	4110
Collagène	1680
Eau	1530
Gras	1465
Muscle	1540 @ 1650
Paraffine	1300
Sang	1560
Sein	1470 @ 1550
Tumeur du cerveau	1500 @ 1560

Données tirées de Biomedical Ultrasonics, Wells, Academic Press 1977; p.125.

3.3.2 La rétrodiffusion

Elle est souvent considérée à tort comme un processus par lequel certaines ondes sont réfléchies de façon aléatoire. En fait, la rétrodiffusion est composée de phénomènes aléatoires, mais aussi de phénomènes déterministes. Elle peut être définie de façon plus stricte comme la production d'une nouvelle onde lorsqu'un matériau hétérogène est traversé par une onde incidente initiale. La rétrodiffusion englobe la réfraction, la réflexion et la diffraction d'ondes suite à un changement abrupt ou graduel du matériau (Greenleaf, 1986). La rétrodiffusion est la partie de diffusion qui retourne vers la sonde ou la source émettrice.

Les propriétés de rétrodiffusion et les caractéristiques de l'appareil à ultrasons définissent la texture de l'image. Certains matériaux possèdent une bonne atténuation ainsi que des propriétés mécaniques similaires aux tissus biologiques qui peuvent satisfaire aux exigences du fantôme à développer mais, ils requièrent un additif qui permette d'obtenir la rétrodiffusion désirée. La texture dépend aussi du faisceau ultrasonore et de la méthode de balayage.

3.3.3 L'atténuation

Lorsqu'une onde ultrasonore traverse un milieu, son intensité diminue en fonction de la distance. En pratique, plusieurs facteurs contribuent à ce phénomène. Ainsi, toute déviation du faisceau original comme la réfraction, la réflexion, la diffraction, la conversion de mode entre deux ondes (de direction et

de vitesse différentes), la diffusion par un réflecteur non spéculaire (non miroir) et finalement par absorption, contribuent à l'atténuation (Biomedical Ultrasonics, Pat Wells, 1977, Academic Press, p.20).

3.3.4 L'absorption

Elle sert à décrire la perte d'énergie (diminution de l'amplitude) de l'onde à travers le matériau, qui se dissipe sous forme de chaleur. Cette perte est fonction, entre autres, de la fréquence de l'onde. Plus la fréquence est élevée, plus l'atténuation est grande. Par contre, plus la fréquence est élevée, meilleure est la résolution. Plus l'atténuation est élevée, plus la pénétration de l'onde est limitée. Le choix de la fréquence de l'onde est donc un compromis entre le besoin de la profondeur de pénétration et la résolution désirée. Un matériau dont l'atténuation est trop importante ne permettra qu'une faible pénétration des ondes ultrasonores et donc d'obtenir une image de profondeur moindre. Une bonne interprétation des signaux rétrodiffusés devrait prendre en considération l'effet de l'atténuation et le corriger (Greenleaf, 1986).

3.3.5 L'impédance acoustique

L'impédance acoustique d'un matériau est définie de la façon suivante :

$$Z = \rho \cdot c$$

Équation 1

où « ρ » est la densité du matériau et « c » est la vitesse de l'onde dans le milieu.

La pression d'une particule, dans un milieu soumis à une onde sonore, peut être exprimée de la façon suivante :

$$p = Z.v \quad \text{Équation 2}$$

où « p » est la pression de l'onde, « v » est la vitesse de la particule et Z est l'impédance acoustique. Il est intéressant de souligner l'analogie entre l'Équation 2 et la loi de Ohm (systèmes linéaires) où pression et voltage représentent des potentiels et l'impédance acoustique est comparable à l'impédance électrique.

Équation 3

$$V = R.I$$

Tableau 3-2 : Caractéristiques échographiques de matériaux non biologiques.

Matériau	Densité Kg/m ³	Vitesse m/s	Impédance Z=ρm.s	Absorption dB/cm-1 à 1MHz	Dépendance fréquentielle de l'absorption
Air	1.2	330	0.0004	12	f^2
Aluminium	2700	6400	17	0.018	f
Eau	1000	1480	1.5	0.0022	f^2
Huile de castor	950	1500	1.4	0.95	f^2
Plexiglas	1190	2680	3.2	2.0	f

Données tirées de Biomedical Ultrasonics, Wells, Academic Press 1977; p.14.

Le Tableau 3-2 présente certaines caractéristiques échographiques de quelques matériaux non-biologiques pour fins de comparaisons. À noter que ces valeurs ont été prises pour une pression et une température normales (TPN) et pour des fréquences inférieures à 10 MHz. La dépendance en fréquence de l'absorption est approximative. Elle indique l'ordre de grandeur de la variation de l'absorption en fonction de la fréquence. Pour l'air, par exemple, doubler la fréquence implique quadrupler la perte par absorption. Le Tableau 3-3 présente la densité et l'impédance de certains matériaux biologiques afin de donner un ordre de grandeur et de comparer certains matériaux.

Tableau 3-3 : Propriétés de certains matériaux biologiques.

Matériau	Densité g/ml	Impédance 10³ Kg/m²s
Cerveau	1.03	1.55 - 1.66
Eau	1.00	1.52
Foie	1.06	1.64 – 1.68
Gras	0.92	1.35
Muscle	1.07	1.65 – 1.74
Os	1.38 – 1.81	3.75 - 7.38
Poumon	0.40	0.26
Sang	1.06	1.62

Données tirées de Biomedical Ultrasonics, Wells, Academic Press 1977; p.136.

3.4 Les additifs de rétrodiffusion et d'atténuation

La vitesse du son dans le matériau, l'atténuation et la rétrodiffusion sont des paramètres que l'on peut modifier en variant la composition du matériau et/ou les conditions d'utilisation.

L'obtention d'une texture spécifique ne fait pas partie des objectifs fixés. Quelques lignes sur les additifs ont cependant été insérées, car les additifs peuvent modifier les propriétés échographiques des matériaux et être éventuellement utilisés si un matériau offre une facilité au moulage mais ne

possède pas de propriétés permettant de rétrodiffuser. En effet, un matériau peut être relativement transparent, échographiquement parlant, et nécessiter un additif afin de pouvoir en faire l'image à partir d'ultrasons.

Parmi les additifs de rétrodiffusion les plus utilisés, mentionnons la fécule de maïs (Rubin, Bude et al., 1997), la poudre de silice (Ryan & Foster, 1997), les glucides de cellulose (Sigmacell) (Picot et al., 1998), les particules de nylon (Rickey, Picot et al., 1998) et les globules rouges (ou sang) (Chae, Briskin et al., 1992; Pasterkamp, Borst et al., 1995). Ces additifs de rétrodiffusion peuvent être utilisés dans le fantôme, dans l'analogue sanguin ou dans les deux. Rappelons que les signaux d'ultrasons rétrodiffusés dépendent de la variation d'échogénicité (hétérogénéité tissulaire) d'un endroit à l'autre. Ainsi, un matériau parfaitement homogène ne pourrait rétrodiffuser d'écho. Les particules ajoutées pour modifier l'échogénicité d'une matrice ont donc pour fonction de créer certaines irrégularités des propriétés acoustiques. Plus la différence d'échogénicité entre ces particules et la matrice de soutien sera grande, plus le signal d'écho rétrodiffusé enregistré sera élevé. La dimension de ces particules est aussi importante. Typiquement, elles doivent avoir un diamètre d'au plus un dixième de la longueur d'onde ultrasonore (Ryan & Foster, 1997). En effet, une particule diffusante devrait être assez petite par rapport au signal ultrasonore qui l'interroge afin d'obéir à la statistique de diffusion de Rayleigh et générer une texture spéculaire adéquate.

3.5 Les analogues sanguins

Parmi les composants d'analogue sanguin, mentionnons les plus utilisés : l'eau (Li, van der Steen et al., 1998;), le salin (Arditi, Brenier et al., 1997), le lubrifiant de machine-outil (Deane & Markus, 1997), le sang (Pasterkamp, Borst et al., 1995), la glycérine (Allard, Cloutier et al., 1995) et la gelée à électrode (Chae, Briskin et al., 1992). Les principales caractéristiques de ces travaux et celles d'autres auteurs sont résumées au Tableau 3-4 et au Tableau 3-5.

3.6 Revue des fantômes pour endoscopie ultrasonique

Le Tableau 3-4 présente les différentes études retrouvées dans la littérature portant sur les fantômes utilisés dans le cadre d'endoscopie ultrasonique. On y trouve le nom des auteurs, les matériaux utilisés, les géométries, les analogues, la modalité décrite, les dimensions lorsque disponibles ainsi que le contexte entourant l'utilisation du fantôme. Il a été jugé pertinent de présenter ce tableau, car il permet de faire une synthèse concise des travaux effectués. Les données sont classées par ordre chronologique. La discussion et les commentaires de ces tableaux sont décrits dans les sections 3.1 à 3.5.

Tableau 3-4 : Revue des fantômes pour endoscopie ultrasonique.

Auteur	Matériau	Géométrie	Analogie	Modalité	Dim.	Contexte
(Li, van der Steen et al., 1998)	Plexiglas	Tubulaire	Eau et agent de contraste à ultrasons	Endoscopie ultrasonique	4 mm	Étude de la vitesse de flot par décorrélation d'images par endoscopie ultrasonique
(Kearney, Ramo et al., 1997)	Fils de suture équidistants	Fil de métal	Eau et salin	Endoscopie ultrasonique	ND	Effet d'une angulation ou décentrage du cathéter d'endoscopie ultrasonique sur la quantification
(Ryan & Foster, 1997)	Agar et poudre de silice	Tubulaire	Eau distillée	Endoscopie ultrasonique	7 mm	Développement d'un fantôme aux propriétés acoustiques <i>in vivo</i>
(Evans, Ng et al., 1996)	Cathéter guide, tube polyéthylène	Spiral, droit et bifurcation	ND	Endoscopie ultrasonique	2,0, 3,7 mm	Acquisition par endoscopie ultrasonique et fluoroscopie bi-planaire pour reconstruction 3D
(Kimura, Bhargava et al., 1996)	Rondelle de caoutchouc + fils métalliques	Tubulaire	Salin à TPN	Endoscopie ultrasonique	4,9, 5,1 mm	Effet d'une vitesse de rotation irrégulière du cathéter d'endoscopie ultrasonique
(von Birgelen, Di Mario et al., 1996)	Paraffine et acrylate	Tubulaire	Eau	Endoscopie ultrasonique	2,3, 4, 5 mm	Validation <i>in vitro</i> d'un logiciel semi-automatique de segmentation
(Engeler,	Fils	Fil	Eau	Endoscopie		Étude de résolution

Ritenour et al., 1995)	métalliques dans un bassin d'eau	métallique		ultrasonique		axiale et latérale par endoscopie ultrasonique
(Pasterkamp, Borst et al., 1995)	Cellules rouges et agar	Tubulaire avec étranglement	Sang et salin	Endoscopie ultrasonique	7 mm	Étude portant sur la soustraction d'image pour faciliter la visualisation en 3D
(Finet, Tabib et al., 1994)	Plexiglas & cellophane	Tubulaire	Sérum salé isotonique (37°)	Endoscopie ultrasonique	ND	Artefacts d'endoscopie ultrasonique effet de décentrage et angulation
(Evans, Ng et al., 1994)	ND	Tubulaire, concentrique	Eau	Endoscopie ultrasonique	.25 in .12 in	Analyse d'un nouveau système d'endoscopie ultrasonique dirigeable
(Chae, Briskin et al., 1992)	Polyéthylène, silicone et caoutchouc	Tubulaire	Salin, sang et gelée à électrode	Endoscopie ultrasonique	4.8 à 12.7 mm	Limitations de l'endoscopie ultrasonique et effet du flot sanguin, de la température et de l'excentricité
(Nishimura Edwards et al., 1990)	Plexiglas	Tubulaire	NA	Endoscopie ultrasonique	10, 14, 16, 20, 26, 30 mm	Validation <i>in vitro</i> puis corrélation histopathologique

3.7 Revue des fantômes pour ultrasonographie non endovasculaire & Doppler

Il s'agit ici de présenter les résultats des différents travaux portant sur l'utilisation de fantômes pour Doppler et ultrasonographie en général, excluant toutefois les fantômes utilisés par endoscopie ultrasonique. La pertinence de ce tableau est semblable à celle du Tableau 3-4, mais appliquée à des modalités différentes utilisant les ultrasons. Certains de ces fantômes peuvent probablement être adaptés à l'endoscopie ultrasonique.

Tableau 3-5 : Revue des fantômes pour Doppler.

Auteur	Matériau	Géométrie	Analogie	Modalité	Dim.	Contexte
(Rickey, Picot et al., 1998)	Agar (<i>wall-less</i>), glycérine, cellulose	Tubulaire	Lubrifiant machine-outil et particules de nylon, pompe	Ultrasons Doppler	6.4 mm	Validation de techniques de calcul de débit sanguin
(Rubin, Bude et al., 1997)	Eau, fécule de maïs dans un ballon fin	Ballon allongé	Eau, fécule, dextran, flot manuel & pompe	Ultrasons Doppler	5.5 mm	Estimation du cisaillement, localisation radiale de zones à basse formation de rouleaux
(Deane & Markus, 1997)	Caoutchouc uréthane	Tubulaire	Lubrifiant machine-outil et fibres de nylon	Doppler	6 mm	Validation <i>in vitro</i> de l'évaluation du flot sanguin par ultrasons Doppler
(Arditi, Brenier et al., 1997)	<i>Tissue mimick</i> (ATS labs)	<i>Wall less</i>	Sonovue™ Salin 0.9 % NaCl	Doppler	4 mm	Étude sur les agents de contraste à bulles d'air
(Barry, Allott et al., 1997)	Latex et mousse expansée		Eau	Doppler	ND	Évaluation du volume par ultrasons
(Guo & Fenster, 1996)	Eau, glycérine, agar, cellulose	Tubulaire sténosée	Lubrifiant machine-outil, eau et nylon	Doppler	sténose 30, 50, 80 %	Élaboration d'un fantôme pour quantification des sténoses par Doppler
(Allard,	Silicone	Tubulaire	Salin,	Doppler	4.8	Étude du Doppler

Cloutier et al., 1995)			glycérine, fécule de maïs		mm	pour différentes sténoses.
(Cathignol, Dickerson et al., 1994)	Coton, soie chirurgicale	Fil de métal	Eau	Doppler	ND	Effet de l'angle d'approche sur les structures répétitives et orientées
(Frayne, Gowman et al., 1993)	Résine polyester dans agar	Bifurcation moulée	Lubrifiant machine-outil et particules cellulose (Sigmacell)	Rx, ultrasons, IRM	8.0 mm 5.5 mm	Étude comparative de différentes modalités d'imagerie

CHAPITRE 4 : MÉTHODOLOGIE

4.1 Description du fantôme désiré

4.1.1 Choix de la géométrie

Comme mentionné dans la revue de littérature, la majorité des fantômes que l'on trouve sont tubulaires, de paroi homogène et d'épaisseur régulière; très peu d'auteurs font mention de sténose ou de paroi irrégulière. La Figure 4-1 témoigne de la grande simplicité des images acquises par endoscopie ultrasonographique d'un tube.

On remarque que ce genre de fantôme est très rudimentaire. On observe la sonde au centre avec son auréole typique (léger artefact). On peut aussi observer que l'image du tube a une apparence circulaire, ce qui témoigne d'un bon alignement du tube avec le cathéter, autrement elle aurait une apparence elliptique (Finet, Tabib et al., 1994). Il est relativement facile d'aligner le cathéter avec le tube, parce que le tube est droit, long et assez rigide, autant de conditions difficiles à satisfaire avec le fantôme proposé ou encore *in vivo*.

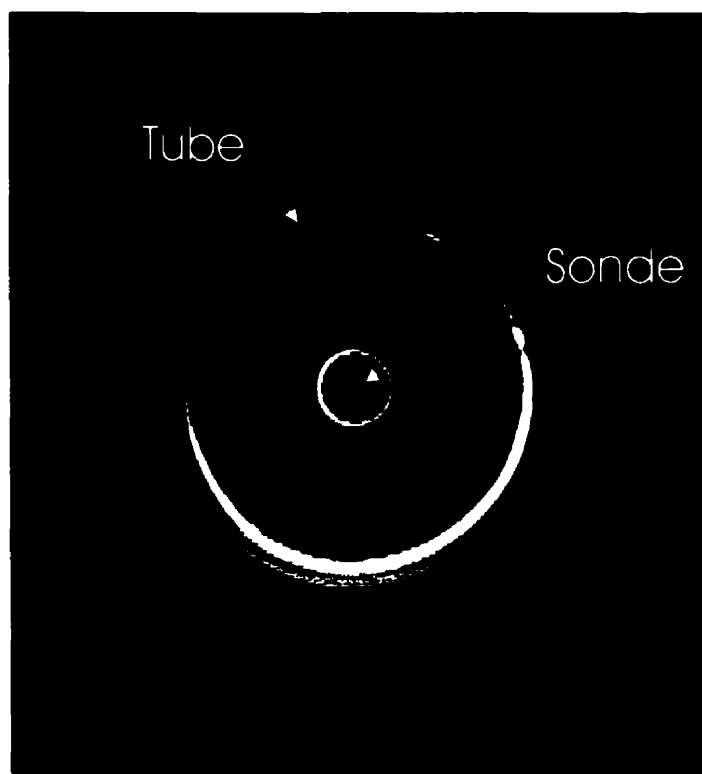


Figure 4-1 : Endoscopie d'un tube conventionnel en silicone.

Une qualité recherchée pour le fantôme est de posséder une épaisseur de mur (paroi) variable, reproduisant ainsi certaines observations cliniques. En effet, les sténoses sont rarement concentriques, mais excentriques dans 75 % des cas (Brown et al., 1984). De plus, un fantôme devrait représenter la plage des dimensions de lumière que l'on retrouve dans les artères coronaires humaines, c'est-à-dire des diamètres variant de 2 à 6 mm.

Puisque l'endoscopie ultrasonique est une modalité pouvant produire une image de la structure de la paroi artérielle, l'image du fantôme insonifié devrait révéler la structure de la paroi sur toute son épaisseur.

La limite de la paroi extérieure devrait se différencier du milieu d'immersion, ce qui élimine tous les fantômes de type «*wall less*», c'est-à-dire les fils, les tubes à paroi mince ou dont la paroi ne peut être insonifiée d'un bord à l'autre ou encore les évaginations dans une masse d'agar ou de silicone par exemple.

Étant donné la complexité de la forme et la variété des matériaux possibles, l'approche favorisée a été d'usiner un moule aux dimensions désirées, pour ensuite y former les matériaux choisis. Cette approche a l'avantage de permettre d'essayer plusieurs types de matériaux.

La Figure 4-2 illustre la géométrie du moule et du fantôme suggéré. Pour faciliter le retrait du fantôme moulé, la partie femelle du moule a été usinée en deux sections. Le moule est en aluminium, ce matériau étant relativement facile à usiner tout en ayant des propriétés mécaniques adéquates. De plus, l'aluminium peut être chauffé, permettant d'utiliser éventuellement des matériaux pouvant être durcis à chaud.

Le moule est construit en deux sections, mâle et femelle. On y trouve des diamètres de lumière de 3, 4, 5 et 6 mm. La partie femelle est représentée par la section «C». Après avoir inséré le matériau à l'état liquide dans le réservoir que constitue la femelle, on insère la partie mâle représentée par la section «A». L'excès de matériel est évacué par la partie inférieure du moule et sort sous l'effet de la pression exercée par l'introduction du mâle.

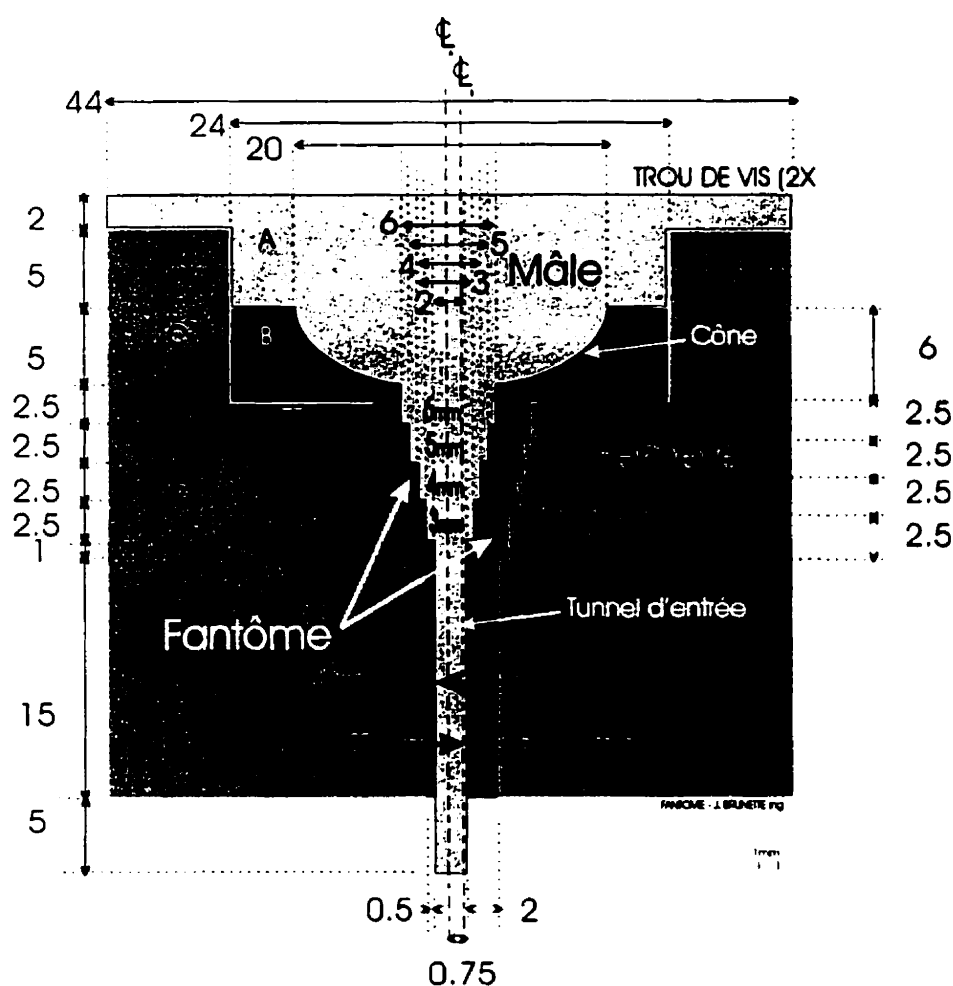


Figure 4-2 : Géométrie du fantôme proposé.

Le matériau formant le fantôme est ainsi contraint à épouser la forme de l'espace entre le mâle et la femelle. Ce volume est identifié par la lettre «B». Lorsque le mâle est inséré, il est fixé à la femelle par deux vis. La partie tubulaire fine au début du fantôme, aussi appelée tunnel, sert à assurer que le cathéter pénètre de façon rectiligne et coaxiale au fantôme afin de minimiser les artefacts angle-dépendants et les déformations de type elliptique.

L'autre extrémité du fantôme est de géométrie conique et a pour fonction d'assurer une certaine rigidité au fantôme. Le matériel qui y est moulé assure donc un rôle essentiellement de support mécanique. Ainsi, seule la partie centrale en escalier du fantôme est d'intérêt. Le fantôme en entier, vide en son centre, est de dimension voisine de celle d'une pièce de monnaie et constitue donc une pièce relativement fine et délicate pour la manutention. La région d'intérêt ne fait que cinq millimètres de longueur et se situe au centre du fantôme, dans la section dite en escalier.

4.1.2 Choix du matériau

Plusieurs types de matériaux ont été moulés afin d'en évaluer les propriétés échographiques, mais aussi pour vérifier la faisabilité de la mise en forme. Un premier fantôme a été fait à base de silicone conventionnel en raison de sa facilité à être moulé, de la qualité du fini du matériau moulé et de ses propriétés mécaniques qui lui confèrent une excellente stabilité dimensionnelle en dépit de la minceur de la paroi du fantôme, laquelle varie de 500 μm à 2 mm.

Cependant, une fois le silicone inséré dans le moule, il s'est avéré impossible de le faire durcir. En effet, même si le silicone ne durcit pas par évaporation, il a quand même besoin d'air qui contienne une certaine humidité pour que la réaction chimique de durcissement se produise. Mais en ayant un moule étanche à l'air, l'apport d'humidité est impossible et, conséquemment, le durcissement ne peut se faire.

Afin de pallier ce problème, des démarches ont été entreprises pour savoir s'il existait un silicone qui puisse durcir en vase clos, sans apport d'air ou d'humidité. C'est ainsi que la compagnie Hewlett Packard a proposé un silicone qui durcit par réaction chimique activée par apport de chaleur («*General Electric; GE technical specification sheet. Product number RTV6445-D1, 1-800-424-9300*»). Il suffit de disposer le matériau dans le moule et de le mettre au four à une température de 230° C pendant une heure.

Après avoir rencontré quelques difficultés quant au démoulage de la pièce, deux approches ont été expérimentées. La première a consisté à lubrifier le moule avec du savon liquide. Cependant, sous l'effet de la chaleur et de la manipulation, le savon s'est dispersé dans le silicone, ce qui a eu pour effet de générer des espaces sans silicone dans le fantôme et donc d'en détériorer la paroi. La deuxième approche a consisté à vaporiser du silicone lubrifiant sur la

surface du moule. Cette méthode, lorsque l'on s'assure que le lubrifiant est sec avant le moulage, permet d'obtenir de meilleurs résultats.

Malheureusement, bien que la pièce moulée ait présenté la morphologie désirée, l'atténuation et l'impédance acoustique du silicone n'ont permis de détecter que les contours intérieurs du fantôme. En effet, les ultrasons qui se propagent de la sonde vers l'extérieur rencontrent l'interface avec le silicone. À ce moment, étant donné la différence des propriétés acoustiques de l'eau et du silicone, une onde de rétrodiffusion des ultrasons retourne vers la sonde et l'interface est détectée. En raison des pertes d'énergie acoustique à l'interface eau-silicone ainsi que des pertes d'atténuation dans le silicone, les ultrasons ne sont plus en mesure d'atteindre la surface extérieure du fantôme. Si les ultrasons ne peuvent se rendre à l'extérieur du fantôme, il est alors impossible d'avoir une rétrodiffusion échographique du front d'onde provenant de l'intérieur de la paroi et, par conséquent, d'obtenir l'image de la surface extérieure du fantôme.

Puisque le fantôme a été conçu pour permettre l'obtention d'une image de l'interface intérieure et extérieure du fantôme, l'utilisation d'un silicone conventionnel ne semble donc pas adéquate. Le même genre de résultats a été obtenu en utilisant de la paraffine comme matériau. De plus, la paraffine étant

un matériau plus fragile, il est plus difficile à démouler sans le casser. C'est pour ces raisons que ces matériaux n'ont pas été retenus.

Finalement, l'agar mélangé à la glycérine et à l'eau a été essayé. Ce produit possède une texture gélatineuse et est souvent utilisé pour fabriquer des fantômes. Il s'est avéré un matériau très intéressant, en raison de la facilité à le mouler (durcissement anaérobique, soluble dans l'eau, ...).

Un mélange, basé sur une préparation (Frayne, Gowman et al., 1993) utilisée à l'origine pour fabriquer des fantômes pour échographie transcutanée, a été utilisé. Dans ce type d'échographie, l'appareil de mesure est à l'extérieur du fantôme. En endoscopie ultrasonique, la sonde doit être à l'intérieur du fantôme et une masse d'agar ne saurait accommoder l'endoscopie ultrasonique.

Puisque le fantôme est de petites dimensions, tout comme les artères coronaires, le matériau utilisé doit être beaucoup plus résistant aux déformations que les matériaux utilisés pour des fantômes en échographie transcutanée ou transoesophagienne, qui sont souvent plus volumineux. Il a donc fallu modifier le mélange original en le concentrant considérablement. Cependant, si le mélange est trop concentré, le matériau, même en ébullition, devient trop visqueux et refroidit instantanément sur le moule, même si celui-ci est préalablement chauffé.

Au moment de démouler le fantôme, c'est-à-dire lorsque le matériau s'est solidifié, il suffit de retirer les deux vis retenant les parties femelles entre elles et de dégager complètement la partie mâle et le fantôme ensemble. L'étape suivante consiste à retirer le mâle de l'intérieur du fantôme en le faisant pivoter légèrement sur lui-même afin de le dégager facilement du matériau moulé tout en tirant jusqu'au retrait total. L'eau peut être utilisée comme lubrifiant au moment du démoulage pour éviter de fracturer le matériau.

4.2 Équipements

4.2.1 Les transducteurs mécaniques

Il existe présentement deux types de transducteurs échographiques : les monocristaux rotatifs, aussi appelés transducteurs mécaniques, et les transducteurs à cristaux multiples, dits multiphases. Les transducteurs mécaniques ont longtemps permis d'obtenir des images de meilleure qualité que les transducteurs multiphases. Cependant, de récentes améliorations ont permis à ce dernier type de transducteurs de générer des images dont la qualité se rapproche de plus en plus de celle des transducteurs mécaniques. Les transducteurs mécaniques peuvent, grâce à la rotation d'un seul cristal piézo-électrique, balayer 360° pour reconstituer un plan. Ce cristal est monté à l'extrémité d'un arbre d'entraînement flexible, lequel est introduit à l'intérieur d'un cathéter guide en plastique renforcé d'acier et vide en son centre.

Les sondes de type mécanique sont, encore aujourd'hui, plus populaires que les sondes multiphasées. Cela est attribuable au fait que les sondes mécaniques produisent de meilleures images grâce à la géométrie de leur plus gros cristal qui leur confère une meilleure capacité de focalisation. Soulignons, cependant, une limitation des transducteurs mécaniques; en effet, la sonde échographique, qui tourne à une vitesse de 30 tours par seconde, est tributaire de l'arbre d'entraînement. Si la trajectoire de l'artère comprend un arc trop serré, il est possible que l'arbre se coince et ne puisse permettre une rotation constante et régulière de la sonde, ce qui aura pour effet d'induire une distorsion de l'image (artefact). La sonde de type mécanique émet et reçoit à partir du même monocristal piézo-électrique. Lorsqu'excité par un signal électrique, le cristal se met à vibrer et émet une onde ultrasonore. Cette onde impulsionnelle, qui est dirigée vers les tissus d'intérêt, est rétrodiffusée lorsqu'elle rencontre des variations d'échogénicité (*backscattering*).

Les ondes échographiques rétrodiffusées sont captées par le cristal piézo-électrique, lequel transforme le signal de pression en un signal électrique appelé signal radio fréquence (RF); l'enveloppe de ce dernier permettra de constituer une image.

La Figure 4-3 illustre le principe de fonctionnement d'une sonde échographique endovasculaire de type mécanique (*modifiée de Yock & Fitzgerald, 1998*). On observe un seul cristal piézo-électrique ainsi que la géométrie du front d'onde acoustique qui en émane. On trouve, en bas à droite, une image obtenue avec ce type de transducteur

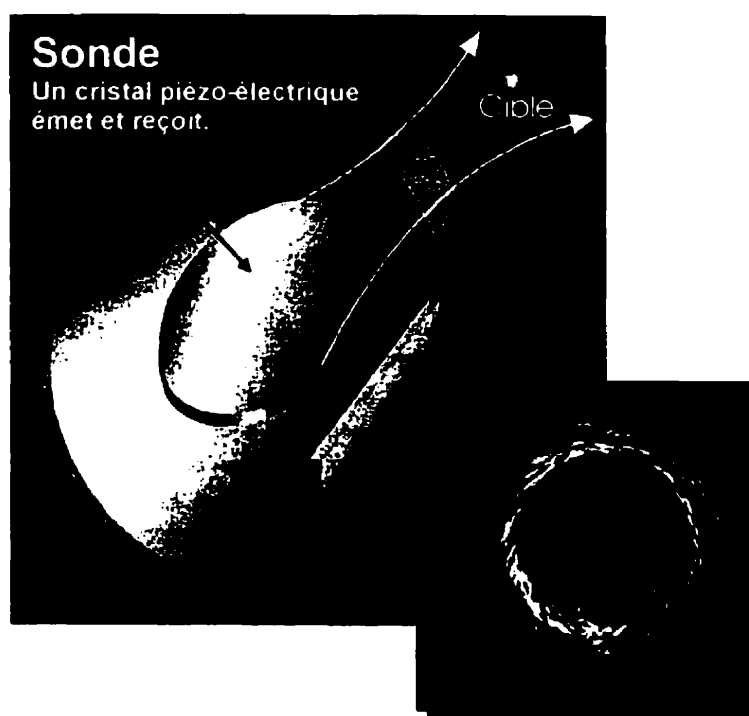


Figure 4-3 : Sonde échographique endovasculaire de type mécanique.

4.2.2 Les transducteurs multiphases

Les transducteurs multiphases fonctionnent selon le même principe que les transducteurs mécaniques, à l'exception du fait qu'ils sont équipés typiquement

de 64 petits cristaux piézo-électriques disposés sur le périmètre de la sonde du cathéter. La Figure 4-4 illustre le principe de fonctionnement de ce genre de sonde.

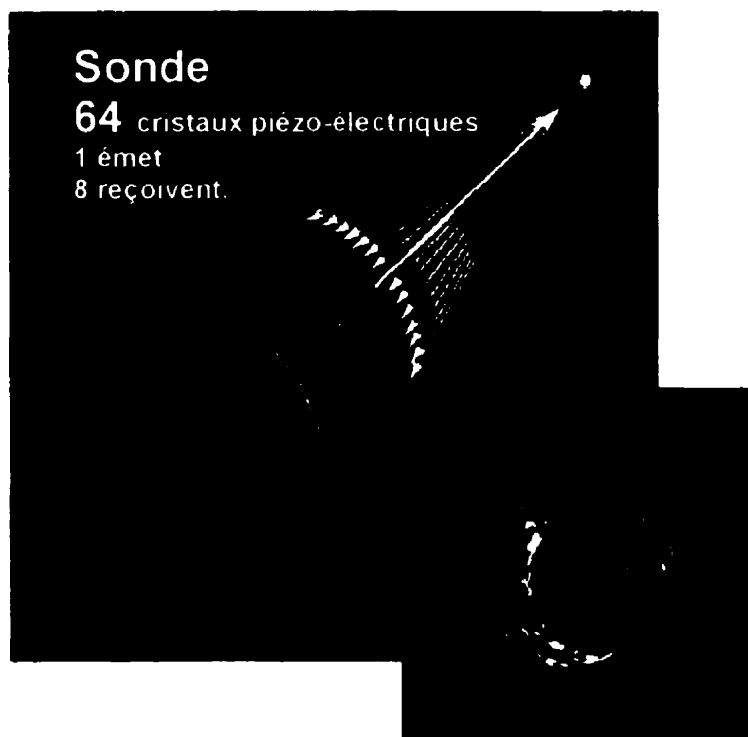


Figure 4-4 : Sonde échographique endovasculaire de type multiphase.

(Modifiée de Yock & Fitzgerald, 1998).

On observe, en bas à droite, une image obtenue par ce genre de sonde. Ces cristaux sont déclenchés de façon séquentielle et déphasée, permettant ainsi d'acquérir, sans rotation d'un arbre d'entraînement, l'information nécessaire sur 360° afin de pouvoir reconstituer l'image d'un plan entier, perpendiculaire au

cathéter. La séquence d'acquisition des signaux radio fréquence est la suivante. Le premier cristal piézo-électrique, situé à 0° (3 heures), est activé en mode émetteur. Une impulsion ultrasonique est envoyée. Huit cristaux piézo-électriques centrés sur l'émetteur servent alors de récepteurs. Puis, le cristal piézo-électrique suivant le dernier émetteur déclenché (sens anti-horaire) envoie une onde impulsionnelle et ainsi de suite. Les 64 cristaux piézo-électriques sont ainsi déclenchés l'un après l'autre.

4.2.3 L'appareil IVUS

Les images endovasculaires sont acquises à l'aide d'un appareil d'endoscopie ultrasonique de marque Boston Scientific (voir Figure 4-5) Le cathéter utilisé pour l'acquisition des images endoscopiques est de modèle Ultracross et de dimension 3.2 F (1F=1/3 mm). Il est équipé d'une sonde de type mécanique dont la fréquence centrale du signal ultrasonore est de 30 MHz. Les images sont enregistrées à l'aide d'un appareil vidéo de marque Panasonic (modèle SVHS MD830) que l'on voit également sur la photographie.

Les images sont acquises à une fréquence de 30 trames par seconde. Elles sont enregistrées sur cassette SVHS. La taille de l'image est de 638 X 478 pixels et de format Sun Raster (B&W). L'acquisition est faite dans un mode de retrait automatique (*pullback*), à une vitesse de 0.5 mm/seconde. Ces images sont ensuite numérisées à l'aide d'un logiciel de saisie d'écran (*grabber*) de marque

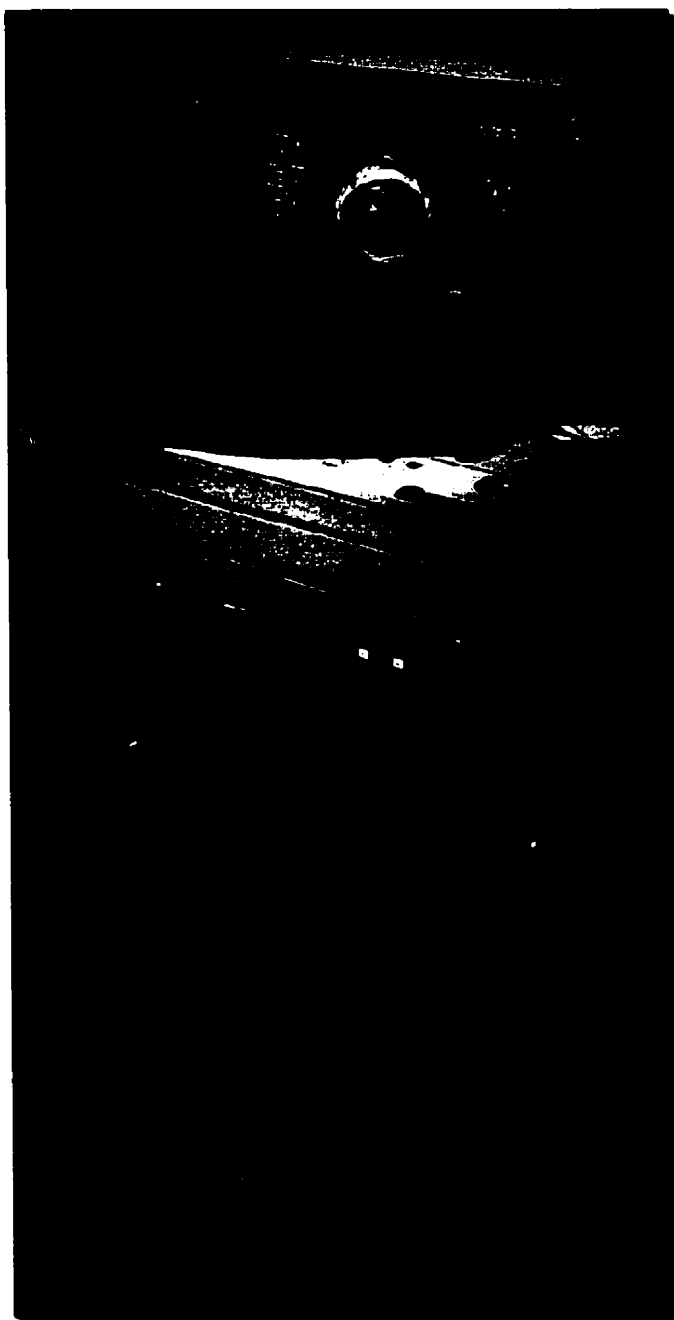


Figure 4-5 : Appareil d'endoscopie ultrasonique.

(Tiré du feuillet publicitaire de Boston Scientific 1996).

Ces images sont ensuite numérisées à l'aide d'un logiciel de saisie d'écran (grabber) de marque Parallax installé sur un Sun Workstation de modèle Spark 10. Puis elles sont échantillonnées à une dimension de 256 X 256 pixels, en format «tiff» non compressé et d'une profondeur de 8 bits.

CHAPITRE 5 : RÉSULTATS

5.1 Réalisation du moule

Un moule aux dimensions présentées dans la section 4.1.1 a été usiné dans un bloc d'aluminium. La Figure 5-1 est une photographie du moule, composé de deux pièces femelles et d'une pièce mâle, aux côtés desquels un fantôme est disposé.

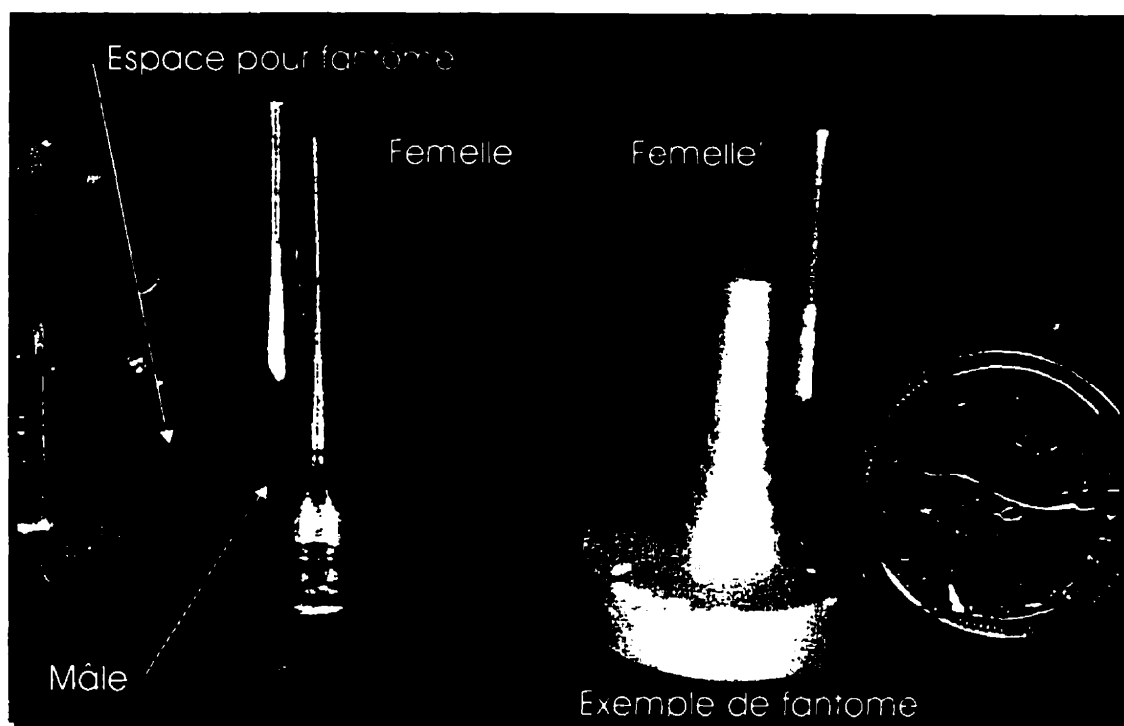


Figure 5-1 : Photographie du fantôme et de son moule.

On remarque une partie mâle et deux parties femelles. Le fantôme épouse la forme de la cavité entre mâle et femelle. La partie tubulaire qui assure l'alignement du cathéter et la partie conique qui assure la rigidité du fantôme constituent les extrémités de la partie d'intérêt en escalier.

5.2 Recette du matériau du fantôme

Tel que mentionné préalablement, le matériau choisi est à base d'agar et d'eau, en raison des propriétés acoustiques et de la moulabilité. Les ingrédients du mélange sont l'eau (100 ml), la glycérine (5 ml) et l'agar (10 ml) qui constituent la matrice de soutien. Ce mélange, qui doit être bouilli pour en activer le durcissement, demeure somme toute assez difficile à démouler. Cependant, il constitue un moyen sûr d'obtenir de façon reproductible des fantômes possédant les propriétés désirées.

5.3 Endoscopie ultrasonique du fantôme

La Figure 5-2 représente une coupe du fantôme obtenue à l'aide d'endoscopie ultrasonique. On observe dans cette illustration l'effet de désalignement du cercle intérieur par rapport au cercle extérieur du fantôme. Il en résulte un mur dont l'épaisseur varie de 500 μm à 2 mm, comme indiqué sur le croquis du moule. La lumière bien ronde témoigne d'un cathéter en position parallèle à l'axe du moule. Il est aussi intéressant de noter que, contrairement à l'endoscopie

ultrasonique d'un tube en silicone (Figure 4-1), on est en présence d'une texture échographique qui se rapproche de celle des tissus biologiques. Cette texture est générée par certaines inhomogénéités du matériau. Ces inhomogénéités proviennent entre autres de petites bulles d'air dans le mélange et du fait que les cristaux d'agar ne se dissolvent pas parfaitement avec l'eau.

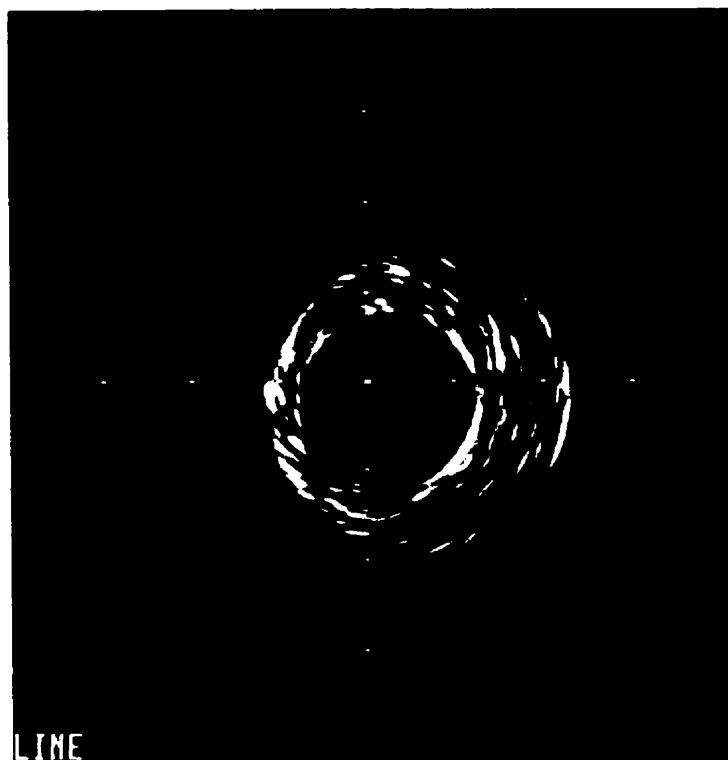


Figure 5-2 : Coupe du fantôme par endoscopie ultrasonique.

Il est à noter que plus le mélange est chauffé longtemps, plus il devient homogène, jusqu'à un maximum à partir duquel le mélange se détériore. Le fantôme, dans cette illustration, baigne dans l'eau à 22 °C.

La validation du fantôme consiste, d'une part, à en évaluer les dimensions par une méthode robuste, précise et reconnue tout en évaluant la reproductibilité de façon indépendante à l'ultrasonographie puis, d'autre part, à comparer la quantification obtenue par ultrasonographie aux valeurs obtenues par la méthode reconnue. Autrement dit, il s'agit d'évaluer si le fantôme est de dimensions proches de celles du moule, puis d'analyser son comportement à l'échographie.

La photomicroscopie est la méthode de référence qui a été choisie en raison de la précision du procédé, de son applicabilité, de la disponibilité de l'équipement et de l'expertise au sein du groupe. Les méthodes de fixation pour histomorphologie, conventionnellement utilisée en laboratoire, risquent de déformer le fantôme, particulièrement au moment de la déshydratation par alcool. Les méthodes de coloration et de fixation ne sont pas adaptées au matériau contenu dans le fantôme en raison, entre autres, de la haute teneur en eau. Cette technique a toutefois été essayée et les résultats n'ont pas été satisfaisants. La photomicroscopie a été choisie comme méthode de référence. La quantification du fantôme par photomicroscopie implique de couper le fantôme afin d'en exposer la partie d'intérêt à la caméra. Il s'agit donc d'un procédé destructif et c'est pourquoi l'ultrasonographie a été pratiquée avant la photomicroscopie.

Les résultats comparatifs sont présentés selon deux méthodes. La première méthode consiste à effectuer une régression linéaire entre les diamètres évalués par photomacroscopie et les diamètres nominaux du moule. La deuxième méthode consiste à comparer les diamètres évalués par ultrasonographie à ceux obtenus par photomacroscopie. Dans les deux cas, la technique d'évaluation des diamètres qui est en référence est placée en abscisse. Cette méthode de corrélation classique est accompagnée d'un autre type d'analyse couramment utilisé lorsqu'on désire évaluer une méthode de mesure nouvelle. Il s'agit de la méthode de Bland & Altman (Lancet, 02/86, pp307-10) qui consiste à corréler en ordonnée la différence entre la méthode reconnue et la méthode évaluée et, en abscisse, la moyenne des deux méthodes.

5.4 Quantification par photomacroscopie

Six fantômes (24 sections, 98 lectures) ont été quantifiés par photomacroscopie et par ultrasonographie, en prenant soin de les identifier pour fin de comparaison. La photomacroscopie permettant d'obtenir une excellente précision et ces mesures étant reproductibles, 6 des 14 fantômes ont été photographiés. La méthode de quantification des diamètres intérieurs a été la même que celle utilisée pour la quantification par ultrasonographie. Le microscope à dissection utilisé pour la photomacroscopie est de marque «Leica», et de modèle MZ12. Un appareil d'acquisition d'images est installé sur le microscope. Le logiciel de quantification est de marque «Northon Eclipse», de

modèle «EMPIX imaging» et de version V.5. Les images sont numérisées puis archivées sur disque dur. Les données sont ensuite gravées sur disque compact. Les fantômes ont été coupés à l'aide d'une lame de rasoir en prenant soin de couper par cisaillement de la lame sur le matériau plutôt que de couper par compression, afin d'éviter d'endommager la section. L'évaluation des diamètres extérieurs a cependant été différente. Le fantôme a été photographié en entier par l'extérieur, ce qui a permis de saisir les quatre sections en un seul cliché à raison d'une mesure par section. La mesure a été prise au centre de la section. Ainsi, la quantification des diamètres extérieurs a été faite avant la quantification des diamètres intérieurs puisqu'il a fallu couper le fantôme pour photographier l'intérieur des sections. La Figure 5-3 représente une section de fantôme. On remarque la clarté de l'image et l'uniformité de l'arc de cercle. Il est intéressant de noter que le cercle délimitant le périmètre intérieur est nettement plus régulier que par celui obtenu par ultrasonographie. Les sections évaluées ont toujours été choisies afin de ne pas être situées près d'une zone de transition de diamètres, afin d'assurer une certaine stabilité de la lecture d'une part, d'autre part afin de se situer environ au même endroit lorsque les diamètres sont comparés par ultrasonographie et par photomacroscopie.



Figure 5-3 : Photomacroscopie d'une section du fantôme.

La Figure 5-4 illustre une photomacroscopie du fantôme, vu de l'extérieur. Il est possible de distinguer les quatre sections, de diamètres extérieurs différents. Il est de plus possible de voir, par transparence, l'espace vide au centre du fantôme, laissant deviner les diamètres intérieurs. Dans cette illustration, on peut apercevoir un reflet métallique dans le fantôme. Ce reflet provient d'un objet métallique éfilé qui a été inséré dans le fantôme afin de le supporter durant l'acquisition d'image pour maintenir le fantôme à l'horizontal.



Figure 5-4 : Photomicroscopie de l'extérieur du fantôme.

5.5 Quantification par ultrasonographie

La description de l'appareil à ultrasons et des facilités de quantifications ont été décrites dans la section «équipements». La méthode de travail a consisté à évaluer, à l'aide de quantification par ultrasonographie, chaque section de fantôme avec quatre diamètres intérieurs et quatre diamètres extérieurs.

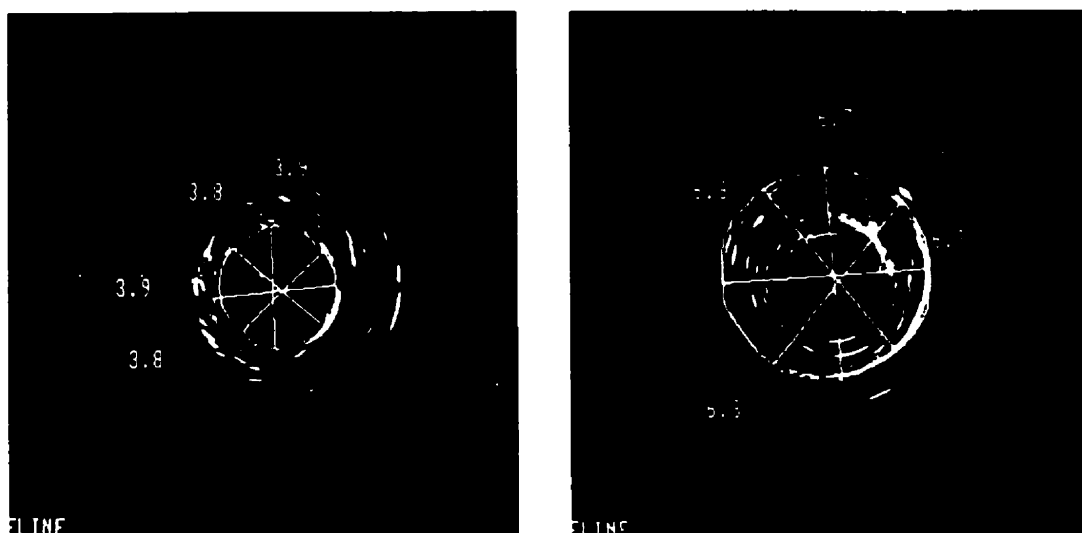


Figure 5-5 : Évaluation des diamètres par ultrasonographie.

Ces quatre diamètres sont évalués à angles relativement égaux les uns des autres afin de représenter tous les quadrants de l'image. Un diamètre moyen est alors calculé. Cette méthode permet ainsi d'évaluer un diamètre intérieur moyen et un diamètre extérieur moyen. La Figure 5-5 illustre la position et la méthode d'évaluation des diamètres mesurés. Le fantôme est insonifié à l'aide d'une sonde rotative dont la fréquence centrale ultrasonore est de 30 MHz. Le fantôme est immergé dans l'eau à 22°C. Ces quatre diamètres passent approximativement par le centre de la lumière. De plus, le périmètre est tracé autour de la lumière afin d'en évaluer l'aire. Un nouveau diamètre est alors calculé en supposant une surface circulaire ($A = \pi D^2/4$). L'évaluation d'un diamètre à partir de la surface permet de s'interroger sur la circularité lorsque le

diamètre obtenu en moyennant s'éloigne du diamètre évalué à partir de la surface de la lumière. Quatorze fantômes ont ainsi été insonifiés et quantifiés, pour un total de 56 sections évaluées puisqu'il y a quatre sections par fantôme. Ces 56 sections ont été évaluées à l'intérieur et à l'extérieur par quatre lectures, pour un total de 448 mesures, excluant le tracé des surfaces. Tous les résultats de la quantification par ultrasonographie (annexe A, B) ainsi que par photomacroscopie (annexe C, D) sont présentés en annexe.

5.6 Analyse comparative

5.6.1 Photomacroscopie versus valeurs nominales

Les résultats de la quantification par photomacroscopie versus les diamètres nominaux (dimensions du moule) sont présentés à la Figure 5-6 selon la même méthode que la comparaison de l'ultrasonographie à la photomacroscopie. Les deux graphiques du haut concernent les diamètres intérieurs, alors que les deux graphiques du bas concernent les diamètres extérieurs. Les régressions linéaires sont à gauche alors que les graphiques de Bland & Altman sont à droite. Les données sources de la la Figure 5-6 sont aussi disponibles en annexe. Les données brutes de comparaisons entre les méthodes sont disponibles en annexe E et F pour les diamètres intérieurs et extérieurs respectivement.

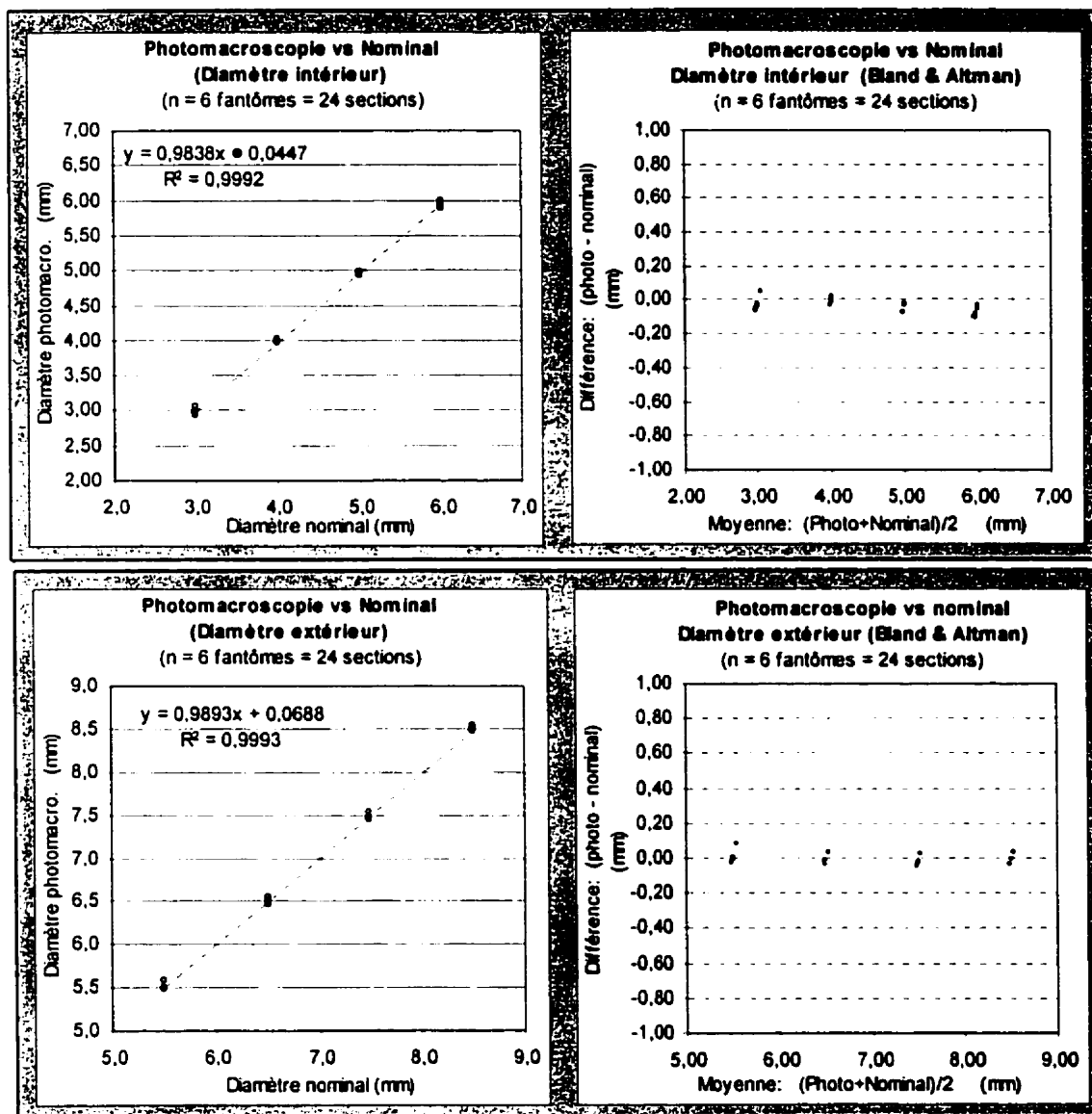


Figure 5-6 : Photomacroscopie versus valeurs nominales.

5.6.2 Ultrasonographie versus photomacroscopie

Les résultats de la quantification des diamètres intérieurs et extérieurs évalués par ultrasonographie versus photomacroscopie sont présentés à la Figure 5-7. Ici encore, la technique de référence est disposée en abscisse. Les équations de régression linéaire pour diamètres intérieurs et extérieurs sont indiquées dans le coin gauche des graphiques de régression.

Les deux graphiques du haut concernent les diamètres intérieurs, alors que ceux du bas concernent les diamètres extérieurs. Les régressions linéaires sont à gauche, alors que les graphiques de Bland & Altman sont à droite.

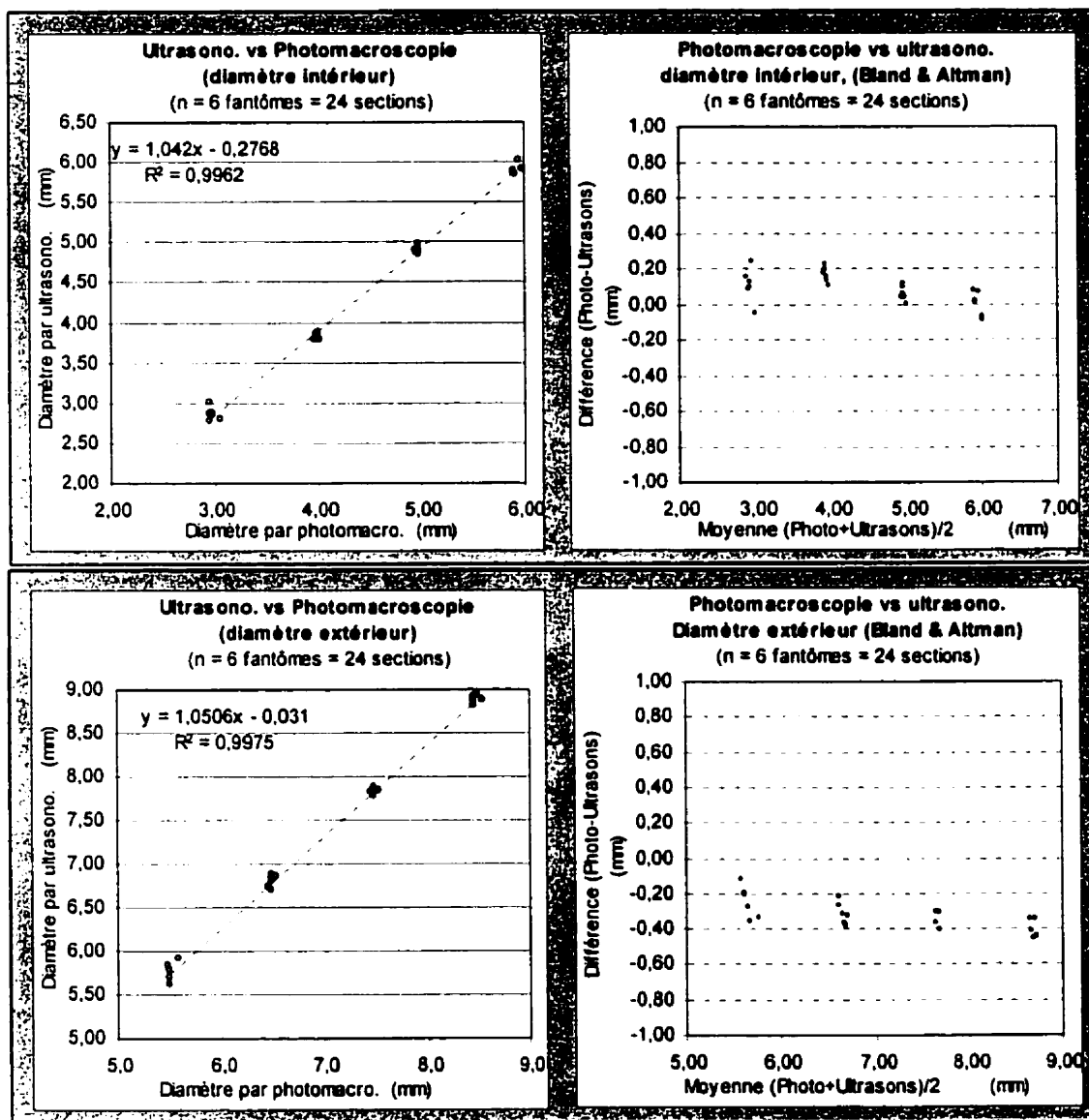


Figure 5-7 : Ultrasonographie versus Photomacroscopie.

CHAPITRE 6 : DISCUSSION

6.1 Discussion des résultats

6.1.1 Photomacroscopie versus valeurs nominales

Les résultats de la Figure 5-6 illustre les similitudes géométriques entre le fantôme et son moule. Le modèle linéaire est adéquat puisque les coefficients de corrélation sont de 0.9992 et de 0.9993 pour les diamètres intérieurs et extérieurs respectivement. Les pentes des régressions linéaire sont de 0.9838 et 0.9893 pour les diamètres intérieurs et extérieurs respectivement. Ces pentes sont très proches de l'unité ce qui signifie que les diamètres obtenus par photomacroscopie sont presque égaux aux diamètres nominaux du moule. On peut ainsi déduire que les dimensions du fantôme sont fidèles à celles du moule, témoignant ainsi d'une bonne qualité du processus de fabrication et que ce processus est reproductible.

La différence moyenne de la photomacroscopie versus les diamètres nominaux (dimensions du moule) est de -0.6% et -0.1% pour les diamètres intérieurs et extérieurs respectivement.

6.1.2 Ultrasonographie versus photomacroscopie

Les régressions linéaires présentées à la Figure 5-7 démontrent qu'il existe une bonne corrélation entre les diamètres évalués par photomacroscopie et les diamètres évalués par ultrasonographie ($R^2=0.9962$ et 0.9975 pour les diamètres intérieurs et extérieurs respectivement). Conséquemment, le modèle linéaire représente bien ces relations. Les pentes (biais variable) sont de l'ordre de 1.0420 et 1.0506 pour les diamètres intérieurs et extérieurs respectivement, ce qui signifie une relation proche du modèle-linéaire de pente unitaire sur la plage de données. Le biais fixe (ordonnée à l'origine) est de 0.2768 pour les diamètres intérieurs et de 0.0310 pour les diamètres extérieurs. Dans les deux cas, il s'agit d'un biais faible, presque négligeable pour les diamètres extérieurs puisque ce biais est de l'ordre de grandeur de la précision de l'appareil à ultrasons qui offre des mesures ayant, en mm, une décimale et donc une précision de la moitié de l'unité de mesure la plus petite, donc de 0.05 mm. Le biais fixe est environ d'un quart de mm pour les diamètres intérieurs, suggérant une légère sous-évaluation des diamètres intérieurs évalués par ultrasonographie. Les graphiques de Bland & Altman démontrent une différence des résultats obtenus entre les deux méthodes de mesure (photomacroscopie-ultrasonographie) oscillant principalement de 0.2 à 0 mm pour des diamètres variant de 3 à 6 mm respectivement, alors que cette différence varie de -0.2 à -0.4 mm pour les diamètres extérieurs variant de 5.5 à 8.5 mm. Cela suggère que les petits diamètres (3 à 6 mm) sont légèrement sous-évalués à l'ultrasonographie par

rapport à la photomacroscopie. Lorsque les diamètres se situent aux environs de 6 mm, la photomacroscopie et l'ultrasonographie donnent environ les mêmes résultats (biais fixe=0), alors qu'avec des diamètres situés entre 6 et 9 mm, l'ultrasonographie surévalue légèrement les dimensions par rapport à la photomacroscopie.

La différence moyenne des diamètres évalués par photomacroscopie versus ultrasonographie est de 2.4 % et -4.6 % pour les diamètres intérieurs et extérieurs respectivement.

6.2 Limitations

Mentionnons que la conception du fantôme étudié requiert une grande minutie, en raison de la fragilité de l'agar pour des épaisseurs de mur de 500 μm à 2 mm. Même s'il devient de plus en plus facile de mouler et démouler le fantôme avec l'expérience, il faut s'attendre à quelques échecs avant d'obtenir des résultats satisfaisants.

Le fantôme proposé est un objet périssable en raison, entre autres, de sa composition élevée en eau. Son entreposage requiert quelques conditions afin d'être en mesure d'assurer une certaine stabilité morphologique. En entreposant le fantôme dans un contenant qui lui est légèrement plus grand et en prenant soin de l'humidifier préalablement par une courte immersion dans l'eau, puis en

l'entreposant dans un réfrigérateur, il a été possible de le conserver adéquatement durant environ six mois. Aucune étude exhaustive n'a cependant été effectuée à ce sujet et aucune vérification morphologique (de déformation) stricte n'a été faite. Il s'agirait ici d'une étape nécessaire si le fantôme devait être utilisé sur des périodes de cet ordre de grandeur.

6.3 Améliorations à venir

6.3.1 Fantôme à couches multiples

L'objectif fixé dans le cadre de cette étude a été d'élaborer un fantôme de dimensions connues et reproductibles, qui puisse être insonifié de l'intérieur par une sonde endovasculaire, à travers toute l'épaisseur de la paroi, permettant ainsi d'obtenir simultanément une image des couches intérieure et extérieure afin de calibrer l'appareil à ultrason. Il serait intéressant, dans le cadre d'un fantôme à venir, de pouvoir reproduire les différentes couches de la paroi artérielle humaine. L'avantage d'un tel fantôme serait, entre autres, de pouvoir évaluer certains logiciels qui visent à segmenter l'intima ainsi que les autres couches de la tunique artérielle. De plus, en modifiant la composition du matériau du fantôme à certains endroits spécifiques, il serait possible de valider certaines techniques qui servent à caractériser des classes de tissus biologiques à partir d'ultrasonographie. Pouvoir segmenter la plaque et caractériser celle-ci permettrait en effet de mieux orienter le choix d'une thérapie.

Afin d'obtenir un fantôme à couches multiples, il suffirait de procéder au laminage de matériaux possédant des caractéristiques échographiques différentes. Le niveau de rétrodiffusion des différentes couches pourrait être modifié en ajoutant, dans la matrice à base d'agar, des particules de cellulose dont la taille se rapprocherait de celle des cellules musculaires lisses, des fibroblasts et des cellules endothéliales. La texture échographique pourrait ensuite être quantifiée par l'évaluation des différents moments statistiques (moyenne, écart type et moments d'ordres supérieurs) des niveaux de gris des pixels formant l'image du fantôme.

La Figure 6-1 illustre un premier essai d'un tel fantôme. Grâce au laminage, il semble possible de distinguer une lésion (sténose), une média ainsi que l'adventice qui se perd dans les tissus conjonctifs tel qu'observé dans les cas *in vivo*. On remarque la texture des couches intérieure et extérieure. Cette texture différente de celle de la couche du milieu (média) a été obtenue en ajoutant certains additifs de rétrodiffusion comme la cellulose à raison de 5 ml par recette telle que décrite dans la section 4.1.2. La couche du milieu ne contient aucun additif de rétrodiffusion, ce qui lui permet de se différencier des autres couches. Le fantôme, dans cette image, a été insonifié dans l'eau à pression normale et à 22° C.

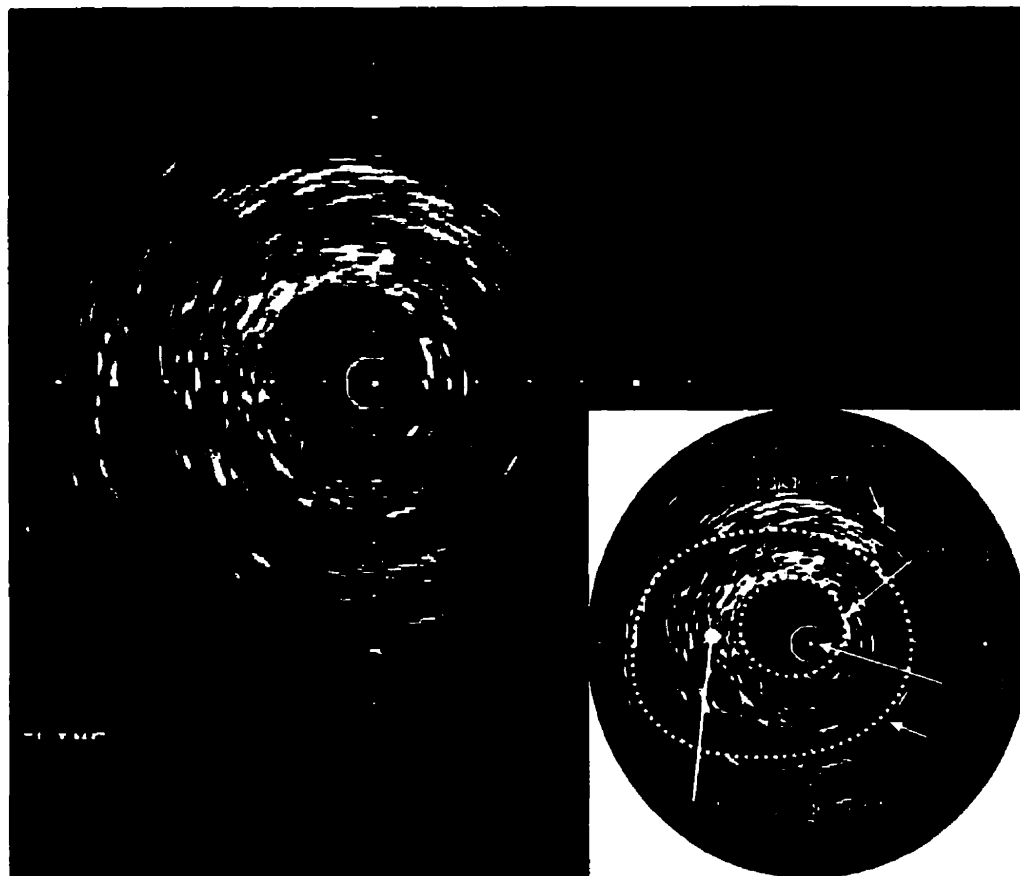


Figure 6-1 : Coupe du fantôme laminé, par endoscopie ultrasonique.

L'identification des différentes couches de la tunique artérielle est présentée en mortaise.

La Figure 6-2 illustre le fantôme à couches multiples (en haut à droite) aux côtés de différentes images *in vivo*. On peut remarquer une similitude entre le fantôme et certaines images cliniques. On peut distinguer les sténoses et les trois couches de la paroi. Les textures sont qualitativement similaires.



Figure 6-2 : Comparaison du fantôme à couches multiples versus in vivo.

6.3.2 Analogue sanguin

L'usage d'un analogue sanguin permettrait de plus de se rapprocher des contrastes retrouvés *in vivo* et de d'évaluer les algorithmes de segmentation automatique de la lumière. La Figure 6-3 illustre l'effet d'un analogue sanguin.

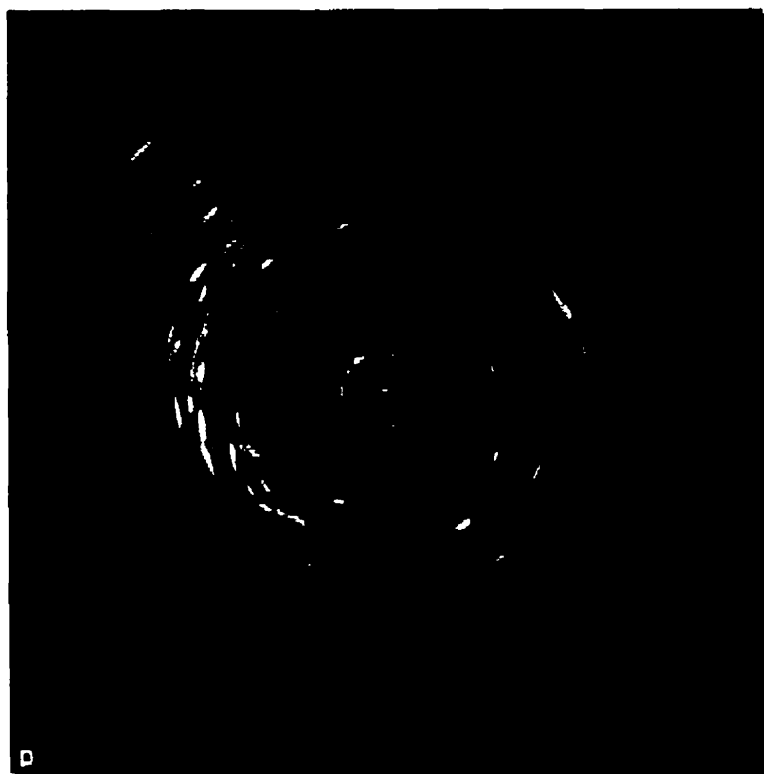


Figure 6-3 : Endoscopie ultrasonique du fantôme avec analogue sanguin.

On distingue la forme du fantôme grâce aux deux cercles excentriques formant les parois intérieures et extérieures du fantôme. Le fantôme baigne ici dans un analogue sanguin composé d'eau à 22° C et de particules de cellulose de 50 µm. Il existe cependant des particules de cellulose ayant un diamètre de 5 µm, lesquelles se rapprochent de la grosseur des globules rouges qui sont principalement responsables de la spécularité du sang en mouvement dans le faisceau ultrasonore. On observe de plus que la texture du fantôme est plus spéculaire que le fantôme de base proposé, car certaines particules de rétrodiffusion (cellulose 50 µm) ont ici été ajoutées.

On peut aussi constater que ces particules de cellulose, qui *a priori* devraient avoir une orientation aléatoire, présentent un étalement «*smearing*» dans le sens de la rotation. Cet effet est dû à la différence de résolution axiale versus résolution latérale de la modalité d'imagerie utilisée. Ainsi, le mouvement rotationnel du cristal piézo-électrique a pour effet d'étaler les échos de rétrodiffusion de façon latérale. C'est un des phénomènes qui expliquent que l'endoscopie ultrasonique possède une résolution axiale d'environ 0.13 mm, alors que sa résolution latérale est de l'ordre de 0.43 mm (Engeler, Ritenour et al., 1995), soit quatre fois moindre. On se rappellera que la résolution est définie comme la distance minimale séparant deux objets ponctuels à partir de laquelle ces deux objets sont distinguables.

6.3.3 Reconstruction tridimensionnelle du fantôme

Il est possible de faire une reconstruction tridimensionnelle du fantôme à partir de séquences d'images échographique. La Figure 6-4 représente une telle reconstruction. Chaque image obtenue à partir d'endoscopie ultrasonique doit être segmentée afin de déterminer la jonction entre le fantôme et son milieu d'immersion. Les coordonnées (x,y,z) du contour de la lumière sont insérées dans une matrice tridimensionnelle qui est ici visualisée à l'aide des facilités graphiques de Matlab. Cette reconstruction tridimensionnelle permet d'illustrer, de façon synthétique et visuelle, la géométrie du matériau interrogé par les ultrasons. Elle permet, par exemple, de voir que les changements abrupts de géométrie sont arrondis comme le ferait un filtre passe-bas. Les différences de géométrie entre la reconstruction et le fantôme d'origine (**Figure 5-4**) sont dues à l'échantillonnage des trames (1 image sur 10 a été segmentée), à la segmentation manuelle et à la résolution de l'appareil échographique.

Il est aussi possible de présenter une séquence d'images ultrasoniques en un format ressemblant à une reconstruction tridimensionnelle, sans segmentation préalable. Il ne s'agit donc pas d'un modèle tridimensionnel mais d'un format de présentation. En fait, pour être plus stricte, il s'agirait plutôt de multi-2D puisqu'il s'agit d'une pile de plans sans segmentation.



Figure 6-4 : Reconstruction tridimensionnelle du fantôme proposé.

La Figure 6-5 illustre une telle reconstruction du fantôme dans le plan longitudinal. On distingue de plus les quatre sections du fantôme (3, 4, 5, 6 mm). Les images de la séquence acquise par ultrasonographie endovasculaire sont pilées l'une après l'autre dans une matrice tridimensionnelle. On obtient cette illustration en prenant une ligne par image de la séquence, toujours au même endroit dans l'image, et le résultat donne l'impression d'une coupe du fantôme par ultrasonographie en B-mode. Le fantôme ici insonifié est de type multicouche. La média est observable à gauche et à droite de la lumière. On la distingue par une ligne sombre, témoignant de l'hypoéchogénicité de sa composition.

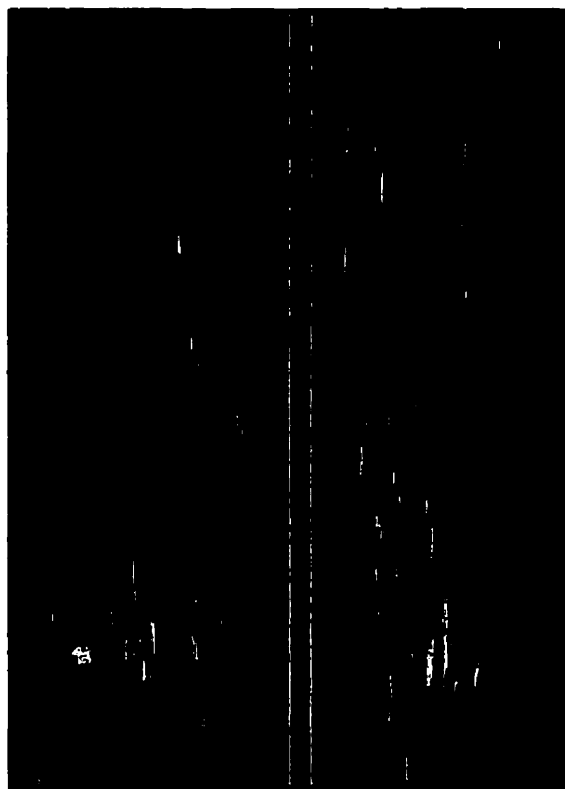


Figure 6-5 : Vue longitudinale du fantôme par endoscopie ultrasonique.

CHAPITRE 7 : CONCLUSION

Un fantôme de dimensions connues et reproductibles, pouvant être insonifié de l'intérieur par une sonde ultrasonique endovasculaire afin d'obtenir une image de la paroi entière allant de l'intérieur jusqu'à l'extérieur, a été élaboré. Ce fantôme permettrait de calibrer les appareils ultrasoniques endovasculaires et de valider certains logiciels de segmentation semi-automatique.

Le matériau utilisé pour la fabrication de ce fantôme est à base d'eau, d'agar et de glycérine. Ce matériau gélatineux a été moulé à l'aide d'une technique ressemblant au procédé d'injection plastique.

La géométrie du fantôme a permis de reproduire les dimensions de coronaires observées chez l'homme. Le décentrage de l'axe du mâle par rapport à celui de la femelle du moule a permis d'obtenir une paroi d'épaisseur variable, reproduisant ainsi l'asymétrie des plaques souvent observée en milieu clinique.

Les dimensions de six fantômes ont été évaluées à l'aide de photomacroscopie qui consiste en un appareil de saisie monté sur un microscope à dissection permettant des facteurs d'agrandissement macroscopiques. Une régression linéaire a permis de constater une relation fidèle du fantôme aux valeurs

nominales du moule. Ainsi, les pentes des régressions linéaires entre le fantôme et ses valeurs nominales étaient de 0.9838 et de 0.9893 pour les diamètres intérieurs et extérieurs respectivement. Les biais fixes (l'ordonnée à l'origine) ont été de 0.0447 et de 0.0688 mm pour les diamètres intérieurs et extérieurs respectivement. Les coefficients de corrélations ont été de 0.9992 et 0.9993 pour les diamètres intérieurs et extérieurs respectivement, témoignant de la bonne représentation du modèle linéaire proposé. Les différences moyennes entre les diamètres évalués par photomacroscopie par rapport aux valeurs nominales sont de -0.6% (0.006) et de -0.1% (0.001) pour les diamètres intérieurs et extérieurs respectivement.

La comparaison de l'endoscopie ultrasonique à la photomacroscopie a permis de constater que cette première technique d'imagerie est moins précise que la deuxième et de quantifier la différence des résultats. Une régression linéaire entre les dimensions obtenues par ultrasonographie versus photomacroscopie a permis de constater une pente de 1.0420 et de 1.0506 pour les diamètres intérieurs et extérieurs respectivement. Les biais fixes ont été de 0.2768 et de 0.0310 pour les diamètres intérieurs et extérieurs respectivement. Ces biais variables, même si ils sont plus élevés que ceux de photomacroscopie, demeurent toutefois assez faibles, compte tenu de la précision de l'appareil ultrasonique, laquelle est de 0.05 mm.

L'insonification de 14 fantômes a révélé une différence moyenne entre les diamètres évalués par endoscopie ultrasonique et les diamètres évalués par photomacroscopie (6 fantômes) de 2.4% (0.006) et de -4.6% (0.001) pour les diamètres intérieurs et extérieurs respectivement. Ces résultats suggèrent que l'endoscopie ultrasonique sous-estime les dimensions des diamètres intérieurs et surestime celles des diamètres extérieurs.

Même si le fantôme est périssable après quelques mois ou suite à un mauvais entreposage, sa reproductibilité ainsi que sa précision sont en mesure d'être satisfaisants pour un usage clinique ou de recherche.

Parmis les améliorations pouvant être apportées au fantôme, mentionnons la possibilité de laminier le fantôme à l'aide de couches possédant des caractéristiques échographiques différentes et reproduisant les différentes couches de la paroi artérielle. Un tel fantôme permettrait de valider certains algorithmes de segmentation pouvant différencier l'intima, la média et l'adventice. Mentionnons aussi qu'en modifiant, à certains endroits de l'intima, la composition du matériau, il serait possible de simuler des plaques de compositions hétérogènes. De telles modifications permettraient de valider certains algorithmes de caractérisation tissulaire.

BIBLIOGRAPHIE

1. ALLARD L, CLOUTIER G, DURAND L. **Doppler velocity ratio measurements evaluated in a phantom model of multiple arterial disease.** Ultrasound Med Biol, 1995; 21: 471-480.
2. ARDITI M, BRENIER T, SCHNEIDER M. **Preliminary study in differential contrast echography.** Ultrasound Med Biol 1997; 23: 1185-1194.
3. BANERJEE R, CHO Y. **Numerical analysis of 3-D arterial flows in double curved femoral artery of man.** Advances in finite element analysis in fluids dynamics 1992; 137:142
4. BANERJEE R, CHO Y, KENSEY K. **Effect of the non-newtonian viscosity of blood on steady and pulsatile flow in stenosed arteries.** ASME Winter Annual meeting 1991; 61:67
5. BARRY C, ALLOTT C, JOHN N, MELLOR P, ARUNDEL P, THOMSON D, WATERTON J. **Three-dimensional freehand ultrasound: image reconstruction and volume analysis.** Ultrasound Med Biol 1997; 23: 1209-1224.

6. BROWN B, BOLSON E, DODGE H. **Dynamic mechanisms in human coronary restenosis.** Circulation 1984; 70: 917-322.
7. CATHIGNOL D, DICKERSON K, NEWHOUSE V, FAURE P, CHAPELON J. **On the spectral properties of Doppler thread phantoms.** Ultrasound Med Biol 1994; 20: 601-610.
8. CHAE JS, BRISKEN AF, MAURER G, SIEGEL RJ. **Geometric accuracy of intravascular ultrasound imaging.** J Am Soc Echocardiogr 1992; 5: 577-587.
9. CHANDRAN K, VONESH M, ROY A, GREENFIELD S, KANE B, GREENE R, MCPHERSON D. **Computational of vascular flow dynamics from intravascular ultrasound images.** Med Eng Phys 1996; 18: 295-304.
10. CHEN S. AND CARROLL J., 1998, **"3-D coronary angiography: improving visualization strategy for coronary interventions** What's new in cardio imaging ?, Kluwer academic publishers, 204, pp. 61-78.
11. DAVIDSON CJ, SHEIKH K, HARRISON J, HIMMELSTEIN S, LEITHE M, KISSLO K, BASHORE T. **Intravascular ultrasonography versus digital subtraction angiography: a human *in vivo* comparison of vessel size and morphology.** J Am Coll Cardiol 1990; 16: 633-636.

12. DE FEYTER P, SERRUYS P, DAVIES M, RICHARDSON P, LUBSEN J, OLIVER M. **Quantitative coronary angiography to measure progression and regression of coronary atherosclerosis: value, limitations and implications for clinical trials.** *Circulation* 1991; 84: 412-423.
13. DEANE C, MARKUS H. **Color velocity flow measurement: in vitro validation and application to human carotid arteries.** *Ultrasound Med Biol* 1997; 23: 447-452.
14. DIJKSTRA J., WAHLE A., KONING G., REIBER J.C.H., AND SONKA M., 1998, "Quantitative coronary ultrasound: state of the art," What's new in cardio imaging ?, Kluwer academic publishers, 204, pp. 79-94.
15. ENGELER CE, RITENOUR ER, AMPLATZ K. **Axial and lateral resolution of rotational intravascular ultrasound: In vitro observations and diagnostic implications.** *Cardiovasc Intervent Radiol* 1995; 18: 239-242.
16. EVANS JL, NG KH, VONESH MJ, KRAMER BL, MEYERS SN, MILLS TA, KANE B, ALDRICH WN, JANG YT, YOCK P, ROLD MD, ROTH SI, MCPHERSON D. **Arterial imaging with a new forward-viewing intravascular ultrasound catheter, I (initial studies).** *Circulation* 1994; 89:712-717.

17. EVANS JL, NG KH, WIET SG, VONESH MJ, BURNS WB, RADVANY MG, KANE B, DAVIDSON CJ, ROTH SI, KRAMER BL, MEYERS SN, MCPHERSON D. **Accurate three-dimensional reconstruction of intravascular ultrasound data: Spatially correct three-dimensional reconstructions.** Circulation 1996; 93: 567-576.
18. FINET G, TABIB A, MAURINCOMME E, DOUEK P, RORIZ R, AMIEL M, BEAUNE J. **Artefacts and intravascular ultrasonography. Analysis and implications for a better reliability in the interpretation of images and measurements.** Arch Mal Coeur Vaiss 1994; 87: 271-280.
19. FRAYNE R, GOWMAN L, RICKEY D, HOLDSWORTH D, PICOT P, DRANGOVA M, CHU K, CALDWELL C, RUTT B, FENSTER A. **A geometrically accurate vascular phantom for comparative studies of x-rays, ultrasound, and magnetic resonance vascular imaging: construction and geometrical verification.** Medical physics 1993; 20: 415-425.
20. FRIEDMAN M, EHRLICH L. **Numerical simulation of aortic bifurcation flows: the effect of flow divider curvature.** Journal of biomechanics 1984; 17: 881-888.
21. FUSTER V, BADIMON JJ, FALLON J. **Plaque rupture, thrombosis, and therapeutic implications.** Haemostasis 1996; 26: 269-284.

22. GARNIER, DELAMARE. **Dictionnaire des termes de médecine**. 1989. Maloine S.A editeur.
23. GE J., LIU F., BHATE R., AND ERBEL R., 1998, **"Prediction of restenosis by IVUS,"** Conference Proceeding, 204, pp. 171-182.
24. GLAGOV S, WEISENBERG E, ZARINS C, STANKUNAVICIUS R, KOLETTIS G. **Compensatory enlargement of human atherosclerotic coronary arteries**. N Engl J Med 1987; 28, 316 (22): 1371-1375.
25. GLASSER S, ARNETT D, MCVEIGH G, FINKELSTEIN S, BANK A, MORGAN D, COHN J. **Vascular compliance and cardiovascular disease: a risk factor or a marker?** Am J Hypertens 1997; 10: 1175-1189.
26. GONZALEZ R, WINTZ P. **Digital Image Processing**. Knoxville, Tennessee: ed: Addison – Wesley. 1987.
27. GREENLEAF J. **Tissue Characterization With Ultrasound**. 1986, editions CRC.
28. GUO Z, FENSTER A. **Three-dimensional power Doppler imaging: a phantom study to quantify vessel stenosis**. Ultrasound Med Biol 1996; 22: 1059-1069.

29. GUSSENHOVEN E, ESSED C, LANCÉE C, MASTIK F, FRIETMAN P, REIBER JCH, BOSCH H, VAN URK H, ROELANDT J, BOMN N. **Arterial wall characteristics determined by intravascular ultrasound imaging: an *in vivo* study.** J Am Coll Cardiol 1989; 14: 947-952.
30. JOHNSTON R, KILPATRICK D. **Mathematical modelling of flow through an irregular arterial stenosis.** Journal of biomechanics 1991; 28, 213-17
31. KEARNEY P, RAMO P, SPENCER T, SHAW T, STARKEY I, MCDICKEN N, SUTHERLAND G. **A study of the quantitative and qualitative impact of catheter shaft angulation in a mechanical intravascular ultrasound system.** Ultrasound Med Biol 1997; 23: 87-93.
32. KIMURA BJ, BHARGAVA V, PALINSKI W, RUSSO RJ, DEMARIA AN. **Distortion of intravascular ultrasound images because of nonuniform angular velocity of mechanical-type transducers.** Am Heart J 1996; 132: 328-336.
33. LEE RT, GRODZINSKY AJ, FRANK EH, KAMM RD, SCHOEN JF. **Structure-dependent dynamic mechanical behavior of fibrous caps from human atherosclerotic plaques.** Circulation 1991; 83: 1764-1770.
34. LESPÉRANCE J., BILODEAU L., REIBER J.C.H., KONING G., HUDON G., AND BOURASSA M., 1998, **"Issues in the performance of**

- quantitative coronary angiography in clinical research trials,"**
Conference Proceeding, What's new in cardiac imaging, Kluwer academic
publisher, ed.:. 204, pp. 31-46.
35. LI W, VAN DER STEEN A, LANCÉE C, CESPEDES E, BOM N. **Blood flow imaging and volume flow quantification with intravascular ultrasound.** Ultrasound Med Biol 1998; 24: 203-214.
 36. MATAR F, MINTZ GS, DOUEK P, FARB A, VIRMANI R, JAVIER S, POPMA J, PICHARD A, KENT K, SATLER L, KELLER M, LEON MB. **Coronary artery lumen volume measurement using three-dimensional intravascular ultrasound: validation of a new technique.** Catheter Cardiovasc Diag nosis 1994; 33: 214-220.
 37. MAURINCOMME E, FRIBOULET D, MAGNIN I, REIBER JCH. **ADDER: A snake-based segmentation approach for intravascular ultrasound images.** IEEE (Digital Image Computing) 1998; 422-428
 38. MEIER S, COTHREN R, VINCE D, CORNHILL J. **Automated morphometry of coronary arteries with digital image analysis of intravascular ultrasound.** Am Heart J 1997; 133: 681-690.
 39. NETTER F. **The CIBA collection of medical illustrations.** 1987, vol.5, Heart. Editeur: F. Yonkman.

40. NISHIMURA R, EDWARDS W, WARNES C, REEDER G, HOLMES D, TAJIK A, YOCK P. **Intravascular ultrasound imaging: in vitro validation and pathologic correlation.** J Am Coll Cardiol 1990; 16: 145-154.
41. PASTERKAMP G, BORST C, MOULAERT A, BOUMA C, VAN DIJK D, KLUYTMANS M, TER HAAR ROMENY B. **Intravascular ultrasound image subtraction: a contrast enhancing technique to facilitate automatic three-dimensional visualization of the arterial lumen.** Ultrasound Med Biol 1995; 21: 913-918.
42. REIBER J.C.H., DIJKSTRA J., KONING G., OEMRAWSINGH P., SCHALIJ M., AND GOEDHART B., 1998, **"Current and future developments in QCA and image fusion with IVUS,"** Conference Proceeding, 204, pp. 17-21.
43. RICKEY D, PICOT P, CHRISTOPHER D, FENSTER A. **A wall-less vessel phantom for Doppler ultrasound studies.** Ultrasound Med Biol 1998; 21: 1163-1176.
44. ROELANDT J, DI MARIO C, PANDIAN N, WENGUANG L, KEANE D, SLAGER C, DE FEYTER P, SERRUYS P. **Three-dimensional reconstruction of intracoronary ultrasound images, rationale,**

- approaches, problems, and directions.** Circulation 1994; 90: 1044-1055.
45. ROSENFELD K, LOSORDO D, RAMASWAMY K, PASTORE J, LANGEVIN R, RAZVI S, KOSOWSKY B, ISNER J. **Three-dimensional reconstruction of human coronary and peripheral arteries from images recorded during two-dimensional intravascular ultrasound examination.** Circulation 1991; 84: 1938-1956.
46. RUBIN JM, BUDE RO, FOWLKES JB, SPRATT RS, CARSON PS, ADLER RS. **Normalizing fractional moving blood volume estimates with power Doppler US: defining a stable intravascular point with the cumulative power distribution function.** Radiology 1997; 205: 757-765.
47. RYAN L, FOSTER F. **Tissue equivalent vessel phantom for intravascular ultrasound.** Ultrasound Med Biol 1997; 23: 261-273.
48. SONKA M. AND ZHANG X., 1998, **"Assessment of plaque composition using intravascular ultrasound,"** Conference Proceeding, 204, pp. 183-196.
49. TARDIF J, LEE H. **What's new in cardiovascular imaging? Applications of intravascular ultrasound (IVUS) in cardiology.** 1998: 133-148.

50. TAYLOR C, HUGHES T, ZARINS C. **Finite element modelling of blood flow arteries.** Comput Methods Appl Engrg, 1998; 158: 155-196.
51. THIRIET M, PARES C, SALTEL E, HECHT F. **Numerical simulation of steady flow in a model of aortic bifurcation.** J Biomech Eng 1992; 114: 40-49.
52. THOMAS J. **Biomechanics of the atherosclerotic plaque and its decompensation.** Myocardial reperfusion 1994; proceedings of the Cleveland clinic foundation, Atlanta, march 12, 1994.
53. VON BIRGELEN C, DI MARIO C, LI W, SCHUURBIERS J, SLAGER C, DE FEYTER P, ROELANDT J, SERRUYS P. **Morphometric analysis in three-dimensional intracoronary ultrasound: an in vitro and in vivo study performed with a novel system for the contour detection of lumen and plaque.** Am Heart J 1996; 132: 516-524.
54. VON BIRGELEN C, DE FEYTER P, DE VREY E, LI W, BRUINING N, NICOSIA A, ROELANDT J, SERRUYS P. **Simpson's rule for the volumetric ultrasound assessment of atherosclerotic coronary arteries: a study with ECG-gated three-dimensional intravascular ultrasound.** Coron Artery Dis 1997; 8: 363-369.
55. VON BIRGELEN C, MINTZ G, DE FEYTER P, BRUINING N, NICOSIA A, DI MARIO C, SERRUYS PRJ. **Reconstruction and quantification with**

- three-dimensional intracoronary ultrasound. An update on techniques, challenges, and future directions. Eur Heart J 1997; 18: 1056-1067.**
56. **WATERS D, LESPÉRANCE J, CRAVEN T, HUDON G, GILLAM L. Advantages and limitations of serial coronary arteriography for the assessment of progression and regression of coronary atherosclerosis: implications for clinical trials. Circulation 1993; 87-II:38-47.**
57. **WEISSMAN N, PALACIOS I, NIDORF S, DINSMORE R, WEYMAN A. Three-dimensional intravascular ultrasound assessment of plaque volume after successful atherectomy. Am Heart J 1995; 130: 413-419.**
58. **YOCK P, FITZGERALD P. Intravascular ultrasound: state of the art and future directions. Am J Cardiol 1998; 81: 27-E-32-E.**

ANNEXES

Légende des annexes (A à F):

U :	Ultrasonographie
P :	Photomacroscopie
F# :	Numéro du fantôme.
Nom, N :	Valeur nominale (théorique) du diamètre. Représente l'indice des quatre valeurs de
D1, D2, D3, D4 :	diamètre.
S :	Surface.
D(S) :	Diamètre calculé à partir d'un cercle de surface S.
Dm :	Diamètre moyen.
Di :	Diamètre intérieur.
De:	Diamètre extérieur.
n:	Nombre de section évaluées.

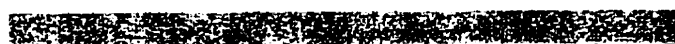
ANNEXE A : Données brutes : Ultrasonographie, diamètre intérieur

Ultrasonographie, diamètre intérieur

	F#	Nom.	D1 (mm)	D2 (mm)	D3 (mm)	D4 (mm)	Dm (mm)	S (mm ²)	Di(U) (mm)
1	F1	6,0	5,8	5,9	5,9	5,8	5,85	27,1	5,87
2	F1	5,0	4,9	4,9	4,8	4,8	4,85	18,7	4,88
3	F1	4,0	3,8	3,8	3,7	3,8	3,78	11,3	3,79
4	F1	3,0	2,8	2,8	2,8	2,9	2,82	6,2	2,81
5	F2	6,0	6,0	6,0	5,9	5,8	5,93	27,2	5,88
6	F2	5,0	4,8	4,9	4,9	4,9	4,88	19,1	4,93
7	F2	4,0	3,7	3,8	3,9	3,9	3,82	11,3	3,79
8	F2	3,0	2,7	2,9	2,9	2,7	2,80	6,4	2,85
9	F3	6,0	6,0	5,9	5,9	5,9	5,92	28,6	6,03
10	F3	5,0	4,8	4,9	4,9	4,9	4,88	19,5	4,98
11	F3	4,0	3,8	3,9	3,9	4,0	3,90	11,7	3,86
12	F3	3,0	2,9	2,9	2,9	2,9	2,90	6,5	2,88
13	F4	6,0	5,9	6,0	5,9	6,0	5,95	28,4	6,01
14	F4	5,0	4,9	4,9	4,9	4,9	4,90	18,6	4,87
15	F4	4,0	3,9	4,0	3,9	4,0	3,95	11,6	3,84
16	F4	3,0	2,9	2,9	2,9	3,0	2,92	7,1	3,01
17	F5	6,0	5,8	5,8	5,8	6,0	5,76	27,4	5,91
18	F5	5,0	4,9	5,0	4,9	5,0	4,95	18,8	4,89
19	F5	4,0	3,8	3,9	3,8	3,9	3,85	11,4	3,81
20	F5	3,0	2,8	2,9	2,8	2,8	2,82	6,1	2,79
21	F6	6,0	5,8	5,9	5,8	5,9	5,85	26,8	5,84
22	F6	5,0	4,8	4,9	4,8	4,8	4,80	18,9	4,91
23	F6	4,0	3,9	3,9	3,9	3,9	3,90	11,9	3,89
24	F6	3,0	2,9	2,9	2,9	2,8	2,85	6,4	2,85
25	F7	6,0	5,9	5,9	5,7	5,7	5,80	25,5	5,70
26	F7	5,0	4,8	4,8	4,9	4,8	4,82	18,1	4,80
27	F7	4,0	3,7	3,8	3,8	3,7	3,75	11,0	3,74
28	F7	3,0	2,9	2,8	2,9	2,8	2,85	6,0	2,76
29	F8	6,0	5,8	5,7	5,6	5,9	5,75	25,7	5,72
30	F8	5,0	4,8	4,9	4,9	5,0	4,90	18,4	4,84

31	F8	4,0	3,9	4,0	4,0	3,9	11,8	3,88
32	F8	3,0	2,8	2,9	2,8	2,8	6,0	2,76
33	F9	6,0	5,8	5,9	5,9	5,8	26,3	5,79
34	F9	5,0	5,0	5,0	4,9	4,8	18,5	4,85
35	F9	4,0	3,8	3,9	3,9	3,8	11,2	3,78
36	F9	3,0	2,8	3,0	2,9	2,9	6,2	2,81
37	F10	6,0	5,9	5,9	5,7	5,8	26,0	5,75
38	F10	5,0	4,9	4,9	4,9	4,8	18,2	4,81
39	F10	4,0	3,9	3,9	3,8	4,0	11,4	3,81
40	F10	3,0	2,7	2,7	2,7	2,8	5,8	2,72
41	F11	6,0	5,8	5,9	5,9	5,6	25,9	5,74
42	F11	5,0	4,8	4,8	4,8	4,7	17,5	4,72
43	F11	4,0	3,8	3,8	3,7	3,7	10,5	3,66
44	F11	3,0	2,8	2,7	2,8	2,7	5,8	2,72
45	F12	6,0	5,8	5,8	5,8	5,8	27,0	5,86
46	F12	5,0	4,8	4,8	4,8	4,9	18,1	4,80
47	F12	4,0	3,8	3,8	3,8	3,9	11,3	3,79
48	F12	3,0	2,8	2,8	2,8	2,8	5,9	2,74
49	F13	6,0	5,9	5,9	5,8	5,8	26,7	5,83
50	F13	5,0	4,8	4,8	4,8	4,8	18,2	4,81
51	F13	4,0	3,7	3,7	3,7	3,8	10,7	3,69
52	F13	3,0	2,7	2,7	2,7	2,7	5,6	2,67
53	F14	6,0	5,8	5,8	5,8	5,7	26,1	5,76
54	F14	5,0	4,9	4,7	4,8	4,8	17,6	4,73
55	F14	4,0	3,7	3,8	3,8	3,8	10,9	3,73
56	F14	3,0	2,7	2,7	2,7	2,7	5,8	2,72

ANNEXE B : Données brutes : Ultrasonographie, diamètre extérieur



Nom. D1 D2 D3 D4 Dm S De(U)
(mm) (mm) (mm) (mm) (mm) (mm²) (mm)

8,5	8,8	8,9	8,8	8,8	8,88	61,9	8,88
7,5	7,8	7,8	7,8	7,8	7,80	48,2	7,83
6,5	6,8	6,9	6,8	6,8	6,83	36,8	6,85
5,5	5,7	5,8	5,8	5,8	5,78	26,2	5,78
8,5	9,0	8,9	8,9	8,9	8,93	61,9	8,88
7,5	7,8	7,7	7,8	7,7	7,75	47,6	7,78
6,5	6,7	6,7	6,8	6,7	6,73	36,3	6,80
5,5	5,9	5,8	5,7	5,8	5,80	26,7	5,83
8,5	8,9	8,8	8,9	8,9	8,88	62,7	8,93
7,5	7,8	7,9	7,9	7,9	7,88	48,0	7,82
6,5	6,8	6,9	6,7	6,8	6,80	37,0	6,86
5,5	5,8	5,8	5,8	5,7	5,78	25,5	5,70
8,5	8,8	8,8	8,8	8,8	8,80	61,9	8,88
7,5	7,8	7,8	7,8	7,8	7,80	48,0	7,82
6,5	6,8	6,8	6,8	6,7	6,78	35,3	6,70
5,5	5,7	5,6	5,6	5,6	5,63	24,8	5,62
8,5	8,9	8,9	8,8	8,9	8,88	62,4	8,91
7,5	7,9	8,0	7,7	8,0	7,90	48,8	7,88
6,5	6,7	6,8	6,8	6,7	6,75	35,6	6,73
5,5	5,7	5,9	6,0	6,0	5,90	27,5	5,92
8,5	8,9	8,6	8,8	8,6	8,78	61,0	8,81
7,5	7,8	7,8	7,8	7,7	7,78	48,0	7,82
6,5	6,9	6,8	6,9	7,0	6,90	37,1	6,87
5,5	5,8	5,8	5,8	5,8	5,80	25,6	5,71
8,5	9,0	9,0	9,0	8,8	8,95	62,6	8,93
7,5	7,9	7,9	7,9	7,8	7,88	47,1	7,74
6,5	6,9	6,6	7,0	6,9	6,85	36,3	6,80
5,5	6,0	5,8	6,0	5,7	5,88	26,9	5,85
8,5	9,0	9,1	9,2	8,9	9,05	62,9	8,95
7,5	8,0	8,0	7,7	7,7	7,85	48,3	7,84
6,5	7,0	7,0	7,0	7,2	7,05	38,4	6,99

5,5	5,9	5,7	5,7	6,0	26,3	5,79
8,5	8,8	8,9	8,8	8,9	60,5	8,78
7,5	7,9	7,8	7,9	8,0	47,5	7,78
6,5	6,6	6,8	6,6	6,6	34,3	6,61
5,5	5,7	5,7	5,7	5,6	24,6	5,60
8,5	9,0	8,8	8,8	8,8	60,8	8,80
7,5	7,7	7,9	7,8	7,9	47,0	7,74
6,5	6,6	6,6	6,6	6,7	33,5	6,53
5,5	5,7	5,5	5,6	5,6	24,7	5,61
8,5	9,1	8,6	9,0	8,8	62,1	8,89
7,5	7,8	7,5	7,7	7,5	45,2	7,59
6,5	6,7	6,8	6,5	6,7	34,8	6,66
5,5						0,00
8,5	8,8	9,0	8,9	9,0	62,3	8,91
7,5	8,0	7,7	7,6	7,8	47,5	7,78
6,5	6,6	6,7	6,9	6,7	35,8	6,75
5,5						0,00
8,5	8,8	8,8	8,8	8,9	61,8	8,87
7,5	7,7	7,7	7,8	7,7	47,2	7,75
6,5	6,7	6,7	6,7	6,7	35,1	6,69
5,5	5,7	5,8	5,7	5,8	26,1	5,76
8,5	8,7	8,8	8,9	9,0	26,1	
7,5	7,7	7,9	7,5	7,5	46,1	7,66
6,5	6,8	6,7	6,8	6,9	36,8	6,85
5,5	5,6	5,6	5,6	5,8	25,3	5,68

ANNEXE C : Données brutes : Photomacroscopie, diamètre intérieur

F#	Nom.	D1 (mm)	D2 (mm)	D3 (mm)	D4 (mm)	Dm (mm)	S (mm ²)	Di(P) (mm)
F1	6,0	5,94	5,99	5,90	6,04	5,97	27,36	5,90
F1	5,0	5,00	4,97	5,05	4,94	5,00	19,50	4,98
F1	4,0	4,03	4,05	3,99	4,05	4,03	12,70	4,02
F1	3,0	3,03	3,02	3,05	3,01	3,03	7,34	3,06
F2	6,0	5,88	5,94	5,93	5,87	5,90	27,35	5,90
F2	5,0	4,96	5,01	4,96	5,03	4,99	19,44	4,97
F2	4,0	3,98	3,97	3,96	3,98	3,97	12,38	3,97
F2	3,0	2,97	2,99	2,98	2,98	2,98	7,00	2,98
F3	6,0	5,90	5,90	5,91	5,97	5,92	27,83	5,95
F3	5,0	4,99	4,97	4,95	4,95	4,96	19,52	4,99
F3	4,0	4,00	3,99	3,99	3,99	4,00	12,54	4,00
F3	3,0	2,97	2,97	2,97	2,96	2,97	6,95	2,97
F4	6,0	6,01	5,92	5,95	6,04	5,99	27,83	5,95
F4	5,0	5,00	4,99	4,99	4,97	5,00	19,53	4,99
F4	4,0	3,97	4,00	4,01	3,99	4,00	12,59	4,00
F4	3,0	2,98	2,95	2,98	2,95	2,96	6,88	2,96
F5	6,0	5,99	5,96	6,00	5,98	5,98	28,08	5,98
F5	5,0	4,99	4,97	4,96	5,01	4,99	19,15	4,94
F5	4,0	3,99	4,01	3,98	4,01	4,00	12,63	4,01
F5	3,0	2,97	2,93	2,97	2,95	2,95	6,82	2,95
F6	6,0	5,98	5,93	5,91	5,93	5,94	27,53	5,92
F6	5,0	5,98	4,97	4,98	4,98	5,23	19,41	4,97
F6	4,0	5,98	4,00	4,01	4,00	4,50	12,59	4,00
F6	3,0	2,97	2,96	2,96	2,95	2,95	6,84	2,95

ANNEXE D : Données brutes : Photomacroscopie, diamètre extérieur



F# Nom. De
(mm) (mm)

F1	8,5	8.5
F1	7,5	7.5
F1	6,5	6.5
F1	5,5	5.5
F2	8,5	8.5
F2	7,5	7.5
F2	6,5	6.5
F2	5,5	5.5
F3	8,5	8.5
F3	7,5	7.5
F3	6,5	6.5
F3	5,5	5.5
F4	8,5	8.5
F4	7,5	7.5
F4	6,5	6.5
F4	5,5	5.5
F5	8,5	8.5
F5	7,5	7.5
F5	6,5	6.5
F5	5,5	5.5
F6	8,5	8.5
F6	7,5	7.5
F6	6,5	6.5
F6	5,5	5.5

ANNEXE E : Données brutes : Comparaison, (intérieur)

Photomacroscopie (P) – Nominal (N) – Ultrasonographie

D(P-U)		D(P+U)/2		D(P-N)		D(P+N)/2		D(U-N)	
(mm)	%	(mm)		(mm)	%	(mm)		(mm)	%
		5,89		-0,10	-1,6	5,95		-0,13	-2,1
		4,93		-0,02	-0,3	4,99		-0,12	-2,4
		3,91		0,02	0,5	4,01		-0,21	-5,2
		2,93		0,06	1,9	3,03		-0,19	-6,3
		5,89		-0,10	-1,7	5,95		-0,12	-1,9
		4,95		-0,03	-0,5	4,99		-0,07	-1,4
		3,88		-0,03	-0,8	3,98		-0,21	-5,2
		2,92		-0,02	-0,5	2,99		-0,15	-4,8
		5,99		-0,05	-0,8	5,98		0,03	0,6
		4,98		-0,01	-0,3	4,99		-0,02	-0,3
		3,93		0,00	-0,1	4,00		-0,14	-3,5
		2,93		-0,03	-0,8	2,99		-0,12	-4,1
		5,98		-0,05	-0,8	5,98		0,01	0,2
		4,93		-0,01	-0,3	4,99		-0,13	-2,7
		3,92		0,00	0,1	4,00		-0,16	-3,9
		2,98		-0,04	-1,3	2,98		0,01	0,2
		5,94		-0,02	-0,4	5,99		-0,09	-1,6
		4,92		-0,06	-1,2	4,97		-0,11	-2,1
		3,91		0,01	0,2	4,00		-0,19	-4,8
		2,87		-0,05	-1,8	2,97		-0,21	-7,1
		5,88		-0,08	-1,3	5,96		-0,16	-2,6
		4,94		-0,03	-0,6	4,99		-0,09	-1,9
		3,95		0,00	0,1	4,00		-0,11	-2,7
		2,90		-0,05	-1,6	2,98		-0,15	-4,8
0,09	2,4			-0,03	-0,6			-0,12	-2,9

ANNEXE F : Données brutes : Comparaison (extérieur)

D(P-U)		D(P+U)/2		D(P-N)		D(P+N)/2		D(U-N)	
(mm)	%	(mm)		(mm)	%			(mm)	%
		8,71		0,04	0,5	8,52		0,38	4,4
		7,68		0,03	0,4	7,52		0,33	4,5
		6,67		-0,01	-0,2	6,50		0,35	5,3
		5,64		0,00	0,0	5,50		0,28	5,0
		8,67		-0,03	-0,4	8,49		0,38	4,4
		7,63		-0,02	-0,3	7,49		0,28	3,8
		6,64		-0,01	-0,2	6,50		0,30	4,6
		5,66		-0,02	-0,4	5,49		0,33	6,0
		8,72		0,00	0,0	8,50		0,43	5,1
		7,64		-0,04	-0,5	7,48		0,32	4,2
		6,70		0,04	0,6	6,52		0,36	5,6
		5,60		0,01	0,2	5,51		0,20	3,6
		8,67		-0,03	-0,4	8,49		0,38	4,4
		7,64		-0,04	-0,5	7,48		0,32	4,2
		6,60		-0,01	-0,2	6,50		0,20	3,1
		5,56		0,01	0,2	5,51		0,12	2,2
		8,69		-0,03	-0,4	8,49		0,41	4,9
		7,68		-0,02	-0,3	7,49		0,38	5,1
		6,60		-0,03	-0,5	6,49		0,23	3,6
		5,75		0,09	1,6	5,55		0,42	7,6
		8,64		-0,03	-0,4	8,49		0,31	3,7
		7,64		-0,04	-0,5	7,48		0,32	4,2
		6,68		-0,01	-0,2	6,50		0,37	5,7
		5,61		0,01	0,2	5,51		0,21	3,8
-0,32	-4,6			-0,01	-0,1			0,32	4,5